

FELIPE FERNANDES LEMOS

INFLUÊNCIA DA DESIDRATAÇÃO NO COMPORTAMENTO MECÂNICO
DO DISCO INTERVERTEBRAL LOMBAR

Guaratinguetá
2011

FELIPE FERNANDES LEMOS

INFLUÊNCIA DA DESIDRATAÇÃO NO COMPORTAMENTO MECÂNICO
DO DISCO INTERVERTEBRAL LOMBAR

Tese apresentada à Faculdade de
Engenharia do Campus de Guaratinguetá,
Universidade Estadual Paulista, para a
obtenção do título de Doutor em
Engenharia Mecânica na área de Projetos
e subárea de Engenharia Semiológica.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini
Co-Orientador: Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias

Guaratinguetá
2011

L557i	Lemos, Felipe Fernandes Influência da desidratação no comportamento mecânico do disco intervertebral lombar / Felipe Fernandes Lemos - Guaratinguetá : [s.n.], 2011. 98 f. : il. Bibliografia: f. 60-71 Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011. Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini Coorientador: Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias 1. Biomecânica 2. Disco intervertebral I. Título CDU 612.766(043)
-------	--

FELIPE FERNANDES LEMOS

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. FERNANDO DE AZEVEDO SILVA
Unesp-Feg


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Unesp-Feg


Prof. Dr. VALDECI DONIZETE GONÇALVES
IFF/Macaé


Prof. Dr. MAGDA FRANCISCA GONÇALVES ROCHA
PUC/MG

Julho de 2011

FELIPE FERNANDES LEMOS

NASCIMENTO	15.01.1979 – ALÉM PARAÍBA / MG
FILIAÇÃO	José Francisco de Lemos (<i>in memorian</i>) Maria Aparecida Fernandes Lemos (<i>in memorian</i>)
1997-2001	Curso de Graduação em Fisioterapia Escola de Reabilitação - Universidade Católica de Petrópolis
2002-2003	Curso de Pós-Graduação em Neurologia, nível de especialização, na Universidade de Taubaté
2003-2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista - UNESP

*Às minhas Marias
Minhas razões de ser.*

*Em homenagem à memória de Benedita Amélia Lopes,
José Maria Basílio, Luis Carlos Monteiro,
Diva Pereira e Profa. Angela Velasco.*

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. José Elias Tomazini pela atenção dispensada e sabedoria.

Ao meu grande amigo, Urbano Gonçalves de Oliveira, pela ajuda incondicional, além das palavras e gestos de incentivo e amizade.

Ao Engenheiro Walter Tupinambá pelo auxílio técnico e pelos momentos de descontração.

Às funcionárias do Departamento de Mecânica, Roselêa, Lúcia, Salete e Ellen, pelo auxílio sempre presente.

Aos demais professores do Departamento de Mecânica e do Departamento de Materiais e Tecnologia, em especial ao Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação, da Biblioteca e da Tesouraria pela excelência na prestação de serviços e carinho dispensado.

Aos Engenheiros Fernando José da Silveira Arantes e José Felipe Braz pela enorme contribuição.

Ao meu irmão Luciano Eustáquio Chaves pelo incentivo incessante.

À minha amiga e “companheira de batalha” Elaine Cristina Martinez Teodoro.

Aos meus colegas de trabalho da Faculdade de Pindamonhangaba.

À minha família, amigos e amigas que sempre foram fonte de motivação e que, de diversas formas, contribuíram para o êxito desde trabalho.

*A melhor forma de prever o futuro
é criá-lo.*

Peter Drucker

LEMOS, F. F. **Influência da desidratação no comportamento mecânico do disco intervertebral lombar**. 2011. 98 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

A desidratação do núcleo pulposo que, juntamente com o anulus fibroso, compõe o disco intervertebral, participa do processo de degeneração da coluna vertebral. Torna-se importante entender como este processo de desidratação e a consequente alteração das propriedades mecânicas influenciam na biomecânica dessa articulação. O principal objetivo deste estudo é analisar a influência da desidratação no coeficiente de amortecimento viscoso e como esta variação pode alterar o comportamento mecânico do disco intervertebral lombar. Este estudo é composto de duas etapas: na primeira, o coeficiente de amortecimento viscoso foi obtido experimentalmente de unidades funcionais de colunas lombares suínas antes e após o processo de desidratação das mesmas; na segunda, foi simulado em modelo computacional a resposta harmônica, utilizando-se dados da literatura e do coeficiente de amortecimento viscoso, analisando as diferenças entre uma simulação com o disco intervertebral hidratado e desidratado. O coeficiente de amortecimento viscoso hidratado (4,7) e desidratado (2,7) apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$). Na simulação computacional pode-se evidenciar uma menor influência da variação do coeficiente de amortecimento viscoso quando analisado de forma isolada do que quando analisado em conjunto com variações nos dados referentes à rigidez, principalmente nas frequências de ressonância e nas amplitudes de pressão intradiscal e deformação do disco intervertebral. Concluiu-se que discos intervertebrais desidratados respondem de forma diferente à vibração, o que pode contribuir para os processos lesivos da coluna vertebral.

PALAVRAS-CHAVE: disco intervertebral, desidratação, amortecimento, modelo computacional.

LEMOS, F. F. **Influence of dehydration on the mechanical behavior of lumbar intervertebral disc.** 2011. 98 f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

The dehydration of the nucleus pulposus which, with the anulus fibrosus, composes the intervertebral disc, participates in the process of degeneration of the spine. It is important to understand how this process and the consequent alteration of dehydration of the mechanical properties influence the biomechanics of this joint. The aim of this study is to analyze the influence of dehydration in the viscous damping coefficient and how this variation can change the mechanical behavior of lumbar intervertebral disc. This study consists of two stages: first, the viscous damping coefficient was obtained experimentally in functional units of porcine lumbar spine before and after the dehydration process of them; second, an harmonic response was simulated in a computer model, using literature data and the viscous damping coefficient, analyzing the differences between a simulation with the hydrated and dehydrated intervertebral disc. The hydrated (4.7) and dehydrated (2.7) viscous damping coefficient showed a statistically significant difference ($p < 0.001$). In the computer simulation, a lower influence of variation of the viscous damping coefficient can be detected when analyzed separately than when analyzed together with variation on stiffness data, especially in the resonance frequencies and in the amplitudes of the intradiscal pressure and deformation of the intervertebral disc. We conclude that dehydrated intervertebral discs respond differently to vibration, what can contribute to the damaging processes of the spine.

KEY-WORDS: intervertebral disc, dehydration, damping, computer model.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Visão geral da anatomia da coluna vertebral e suas subdivisões segmentares.....	20
FIGURA 2 – Estruturas anatômicas da coluna lombar: disco intervertebral e ligamentos.....	21
FIGURA 3 – Comparação dos efeitos da compressão na distribuição da tensão intradiscal em discos íntegros (A) e degenerados (B).	22
FIGURA 4 – Modelo esquemático do mecanismo de lesão do disco intervertebral.	24
FIGURA 5 – Figura ilustrativa de modelos computacionais de coluna vertebral. À esquerda: ambiente ABAQUS; direita: ambiente ANSYS.....	27
FIGURA 6 – Modelo esquemático do procedimento de obtenção do decremento logarítimo.....	31
FIGURA 7 – Unidade funcional fixada aos dispositivos mecânicos utilizados no desenvolvimento experimental.....	32
FIGURA 8 – Figura demonstrativa da unidade funcional na posição inicial de ensaio com inclinação de 5°, confirmado pelo goniômetro manual.....	32
FIGURA 9 – Dispositivo mecânico utilizado no processo compressão axial das unidades funcionais e desidratação dos discos intervertebrais.....	33
FIGURA 10 – Gráfico demonstrativo do comportamento vibratório das unidades funcionais hidratadas e desidratadas.....	36
FIGURA 11 – Gráfico comparativo entre as médias de coeficiente de amortecimento viscoso obtidas para os discos intervertebrais hidratados e desidratados.....	37
FIGURA 12 – Geometria do modelo computacional mostrado no ambiente ANSYS, identificando cada componente.....	39
FIGURA 13 – Malha final do modelo, demonstrando as diferentes dimensões dos elementos entre os componentes, no ambiente ANSYS.....	42
FIGURA 14 – Condições iniciais de momento e suporte fixo inseridos ao modelo computacional, mostrado no ambiente ANSYS.....	44

FIGURA 15 – Figura do ambiente ANSYS. Parte superior: deformação no núcleo pulposo (eixo X); Parte inferior: deformação na face interna do anulus fibroso (eixo X).....	48
FIGURA 16 – Comportamento mecânico do anulus fibroso. Acima: tensão axial no anulus fibroso (ambiente ANSYS); abaixo: resposta do disco intervertebral a um momento fletor.....	49
FIGURA 17 – Comportamento da pressão intradiscal (núcleo pulposo) em relação à frequência na simulação do disco intervertebral hidratado e desidratado.....	50
FIGURA 18 – Comportamento da tensão axial no núcleo pulposo em relação à frequência, nas simulações com o disco intervertebral hidratado e desidratado.....	52
FIGURA 19 – Comportamento da pressão intradiscal em relação em relação ao grau de degeneração do disco intervertebral.....	53
FIGURA 20 – Pressão intradiscal mensurada “in vivo” em duas situações: esquerda, levantando da cadeira; direita: sentado em uma postura inadequada.....	54
FIGURA 21 – Comportamento da pressão intradiscal em relação à frequência na simulação do disco intervertebral hidratado, desidratado e “teste”...	55
FIGURA 22 – Gráfico ilustrativo do comportamento vibratório da coluna vertebral.....	56
FIGURA 23 – Comportamento da deformação axial do núcleo pulposo em relação à frequência.....	57
FIGURA 24 – Modo de desenho 2D para desenho das elipses que formam o disco.....	94
FIGURA 25 – Parâmetros das elipses no modo <i>Sketching</i>	95
FIGURA 26 – Modo de desenho 3D para modelagem do AF.....	96
FIGURA 27 – Geometria final do modelo.....	97
FIGURA 28 – Parecer do Comitê de Ética para Experimentação Animal da Faculdade de Pindamonhangaba (CEEAFAPI).....	98

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Tabela dos dados referente ao coeficiente de amortecimento viscoso para cada UF testada e os resultados estatísticos.....	38
TABELA 2 – Densidades utilizadas para cada componente do modelo computacional e suas respectivas referências.....	43
TABELA 3 – Propriedades mecânicas utilizadas para cada componente do modelo computacional em simulação.....	46
TABELA 4 – Dados comparativos entre as tensões máximas obtidas no eixo x e eixo z, e suas respectivas frequências de ressonância.....	52
TABELA 5 – Planilha de resultados obtidos com os ensaios de unidades funcionais hidratadas.....	72
TABELA 6 – Planilha de resultados obtidos com os ensaios de unidades funcionais desidratadas.....	74
TABELA 7 – Resultados obtidos nas simulações de resposta a frequência.....	91

LISTA DE ABREVIATURAS

UF	Unidade funcional
AF	Anulus fibroso
NP	Núcleo pulposo
DI	Disco intervertebral
MEF	Método de elementos finitos
CEEA	Comitê de Ética na Experimentação Animal
FAP	Faculdade de Pindamonhangaba
L3	Terceira vértebra lombar
L4	Quarta vértebra lombar
L5	Quinta vértebra lombar
L6	Sexta vértebra lombar
dp	Desvio-padrão
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional

LISTA DE SÍMBOLOS

x_1	Primeiro deslocamento
x_2	Segundo deslocamento
δ	Decremento logaritmo
$\ln$	Logaritmo neperiano
ξ	Fator de amortecimento
w_n	Frequência natural
T	Período
f	Frequência
c	Coeficiente de amortecimento viscoso
c_c	Coeficiente de amortecimento crítico
m	Massa
R	Coordenadas radiais
θ	Coordenadas angulares
E	Módulo de elasticidade
ν	Coeficiente de Poisson

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	15
1.1 Motivação deste estudo	15
1.2 Justificativa	16
1.3 Objetivos.....	17
1.4 Estrutura da tese.....	17
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	19
2.1 Anatomia e biomecânica da coluna vertebral.....	19
2.2 Utilização de modelos animais.....	25
2.3 Modelos computacionais de coluna vertebral.....	25
3 DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL.....	29
3.1 Preparação dos espécimes.....	29
3.2 Dispositivo mecânico	30
3.3 Protocolo de testes	30
3.4 Protocolo de desidratação das unidades funcionais	32
3.5 Análise dos dados.....	33
3.6 Resultados e discussão.....	35
4 MODELAGEM COMPUTACIONAL	39
4.1 Geometria do modelo	40
4.2 Conexões e regiões de contato	40
4.2.1 Mola	40
4.3 Malha (Mesh)	41
4.4 Propriedades dos materiais	42
4.5 Ajustes da análise	43
4.6 Condições iniciais.....	44
4.7 Solução.....	44
4.8 Protocolo de testes	45
4.8.1 Análise dos dados.....	46
4.9 Resultados e discussão.....	47
5 CONCLUSÃO.....	58
REFERÊNCIAS	60
APÊNDICE A – Dados obtidos nos ensaios de obtenção “ <i>in vitro</i> ” do coeficiente de amortecimento viscoso	72
APÊNDICE B – Relatório de resultados emitido pelo programa computacional <i>ansys</i> para a simulação hidratada.....	76
APÊNDICE C – Relatório de resultados emitido pelo programa computacional <i>ansys</i> para a simulação desidratada.....	83
APÊNDICE D – Planilha de dados referentes aos resultados obtidos nas simulações de resposta a frequência	91
ANEXO A – Desenvolvimento do modelo computacional.	94
ANEXO B – Parecer do Comitê de Ética para Experimentação Animal da Faculdade de Pindamonhangaba (CEEAFAPI).....	98

1 INTRODUÇÃO

A reprodução de fenômenos ligados ao funcionamento do corpo humano vem sendo alvo de estudos há décadas. Para tal, são usados modelos animais, experimentos *in vitro*, desenvolvimento de sistemas mecânicos e, por fim, simulações e análises computacionais. Em decorrência disto, foi inevitável uma crescente aproximação entre diversas áreas da ciência, dentre elas, as das Engenharias e da Saúde.

Pela possibilidade de se desenvolver novos métodos de mensuração de sinais biológicos cada vez mais precisos, sensíveis e confiáveis, bem como a criação de novos equipamentos nos quais a tecnologia seja aplicada em benefício da qualidade de vida da população e, atualmente, na prática clínica diária e nas atividades de pesquisa acadêmica, tornam-se indispensáveis os profissionais que buscam a simbiose entre conhecimentos de sistemas mecânicos e conhecimentos da fisiologia humana.

1.1 Motivação deste estudo

Desde 2005, estudos vêm sendo realizados no Departamento de Engenharia Mecânica da FEG/Unesp envolvendo a coluna vertebral e suas propriedades mecânicas, utilizando-se de modelos suínos com testes *in vitro* em dispositivos mecânicos desenvolvidos especificamente para este fim. Alguns destes estudos foram realizados em equipamentos de ensaios já usados nas áreas de Engenharia Mecânica e de Materiais: as máquinas de ensaios gerais, com adaptações que permitiram o uso de corpos de provas biológicos.

O coeficiente de amortecimento é uma propriedade mecânica que até então não havia sido considerada nestes estudos e pouco citada em artigos publicados, despertando, assim, um anseio natural de analisar os efeitos desta variável no comportamento biomecânico da coluna vertebral.

Como uma evolução natural do desenvolvimento científico, surgiu a necessidade de se obter novos dados sobre biomecânica das estruturas da coluna vertebral, mas tais experimentos são de difícil reprodução, dada a complexidade das variáveis,

necessitando de equipamentos com alto grau de sensibilidade e sistemas mecatrônicos de alto custo financeiro e de difícil concepção.

Como os modelos computacionais já são utilizados com grande sucesso em projetos de engenharia, estes se tornaram uma excelente opção para satisfazer a necessidade de variabilidade nos experimentos com coluna vertebral, criando, também, um novo nicho de pesquisas envolvendo a simulação da biomecânica humana, relativamente pouco explorado ainda hoje por profissionais da área de saúde.

1.2 Justificativa

Compreender como a coluna vertebral responde à incidência de cargas é crucial para avanços no desenvolvimento da biomecânica, do cuidado clínico e do tratamento cirúrgico. A maioria dos estudos em biomecânica da coluna concentra-se nas propriedades biomecânicas *in vitro* de segmentos espinhais, unidades funcionais (UF) ou vértebras individuais, visto que os estudos *in vivo* são extremamente difíceis (CRISCO, FUJITA, SPENCINER, 2007).

Semelhante a qualquer tecido biológico, o disco intervertebral corre risco de lesão, dependendo do tipo, frequência e magnitude das cargas incidentes (CALLAGHAN, MCGILL, 2004).

A vibração incidente na coluna vertebral influencia diretamente na ação da musculatura paravertebral contribuindo para os mecanismos lesivos. A capacidade de amortecimento desta vibração torna-se um dado de suma importância para determinar medidas preventivas e profiláticas (LU et al., 2004).

A obtenção de certas propriedades mecânicas, tais como módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, serve de base para formulação de modelos matemáticos/computacionais (PANKOKE; HOFMANN; WÖLFEL, 2001), que, por sua vez, auxiliam no desenvolvimento de equipamentos, materiais e protocolos de experimentos envolvendo a coluna vertebral.

1.3 Objetivos

O objetivo geral deste estudo é verificar o efeito da desidratação no coeficiente de amortecimento viscoso do disco intervertebral em unidades funcionais de colunas vertebrais lombares suínas e sua influência no comportamento mecânico em modelo computacional.

Para que este objetivo geral seja alcançado, objetivos específicos são essenciais para orientar a sequência metodológica deste estudo, sendo eles:

- Obter *in vitro*, experimentalmente, o coeficiente de amortecimento viscoso do disco intervertebral lombar de colunas vertebrais de suínos;
- Identificar as variações do coeficiente de amortecimento viscoso em discos intervertebrais hidratados e desidratados;
- Simular em modelo computacional o comportamento mecânico do disco intervertebral em uma análise de resposta harmônica;
- Relacionar a variação no coeficiente de amortecimento viscoso e da rigidez dos discos intervertebrais hidratados e desidratados aos seus efeitos na pressão intradiscal, na deformação e na frequência de ressonância em um modelo computacional.

1.4 Estrutura da tese

Esta tese é composta por cinco capítulos, apêndices e anexos, divididos da seguinte maneira:

Capítulo 1, INTRODUÇÃO. Este capítulo aborda a motivação para a elaboração do trabalho, a relação entre o tema e a interação entre as áreas de saúde e engenharias, a justificativa e os objetivos.

Capítulo 2, REVISÃO BIBLIOGRÁFICA. Neste capítulo é abordado o estado da arte, através de uma revisão bibliográfica realizada a partir de estudos envolvendo os assuntos abordados neste trabalho científico.

Capítulo 3, DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL. Apresenta os protocolos experimentais utilizados, os equipamentos desenvolvidos e adaptados que propiciaram os ensaios para obtenção *in vitro* do coeficiente de amortecimento viscoso, as formas de análise dos dados numéricos, os resultados obtidos, suas interrelações e dados estatísticos, assim como apresenta uma comparação com relatos da literatura especializada.

Capítulo 4, MODELAGEM COMPUTACIONAL. Descreve todo o processo da modelagem computacional de uma unidade funcional de coluna vertebral, os protocolos de testes utilizados, os resultados fornecidos pelo programa computacional e a comparação destes dados com os obtidos em outros estudos envolvendo a biomecânica da coluna vertebral.

Capítulo 5, CONCLUSÃO. Expõe as conclusões obtidas com os experimentos realizados.

Esta estrutura de tese fez-se necessária, pois os dados obtidos no Capítulo 3 foram utilizados no Capítulo 4, o que inviabilizou uma estrutura composta, primeiramente, por toda a descrição metodológica e, depois, pelos resultados e discussão. É importante salientar, que a estrutura de tese utilizada neste estudo é comum em teses desenvolvidas em universidades dos Estados Unidos e Canadá.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Anatomia e biomecânica da coluna vertebral

A coluna vertebral, também conhecida como espinha dorsal, é tipicamente composta por trinta e três (33) ossos individuais chamados vértebra, que se encaixam longitudinalmente umas às outras. Estas vértebras são classificadas em cinco áreas, de superior para inferior: cervical (7), torácica (12), lombar (5), sacral (5), e cóccix (4) (Figura 1). Entre estas trinta e três vértebras, apenas a parte superior (24) são móveis o que faz com que seja considerado, atualmente, que a coluna vertebral consista apenas de vinte e seis (26) vértebras, contando as vértebras sacrais como um segmento único e as vértebras do cóccix como outro segmento único. Em cada uma destas quatro regiões, as vértebras têm características anatômicas únicas que as ajudam a desempenhar suas funções. Como o foco é na região lombar, são apresentados mais detalhes sobre a anatomia deste segmento. A coluna lombar inclui estruturas ósseas e articulares. Há cinco vértebras lombares, de cima para baixo, L1, L2, L3, L4, e L5. Algumas pessoas têm uma sexta vértebra lombar, chamada de vértebra de transição que, geralmente, não causa qualquer problema. Corpos vertebrais lombares são maiores e mais volumosos em comparação ao o resto da coluna, pois estando localizados mais inferiormente, suportam uma maior carga axial e, além disso, grandes e poderosos músculos estão anexando a eles, gerando força extra nos componentes ósteo-articulares (ALOMARI, 2009).

Os discos intervertebrais separam as vértebras, exceto entre a primeira e a segunda vértebras cervicais (C1 e C2, respectivamente) e entre o sacro e o cóccix. Os discos intervertebrais contribuem aproximadamente com 33% do comprimento da região lombar (GREENE, 2006).

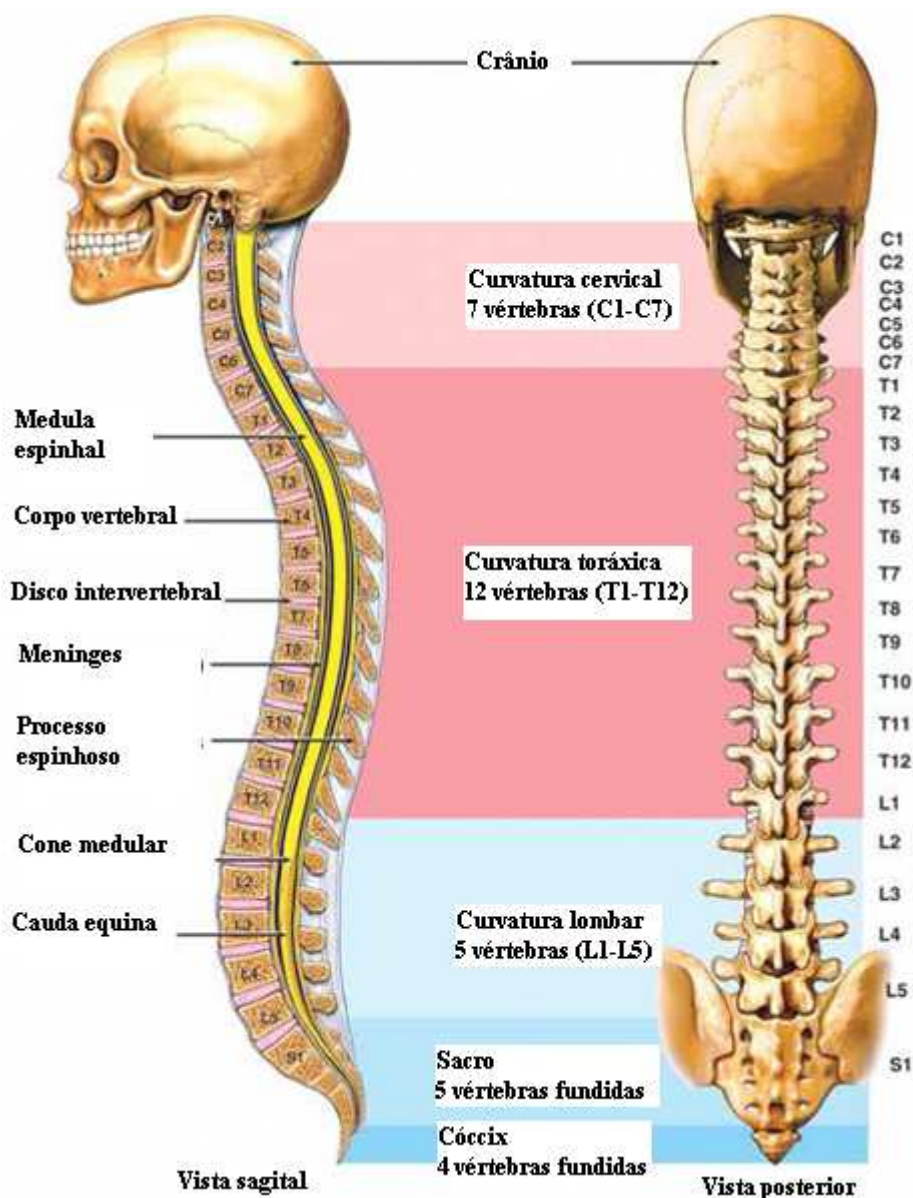


Figura 1 – Visão geral da anatomia da coluna vertebral e suas subdivisões segmentares (Adaptado de ALOMARI, 2009).

Cada disco intervertebral é caracterizado estruturalmente por três tecidos integrados: o núcleo pulposo central, o anulus fibroso circundante e as placas terminais de cartilagem limitantes (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000). Segundo Hall (2006), o disco intervertebral é composto de duas estruturas funcionais: um anel compacto composto de material fibrocartilaginoso chamado anulus fibroso, ou anulus, circundando um material gelatinoso conhecido como núcleo pulposo, ou núcleo (Figura 2).

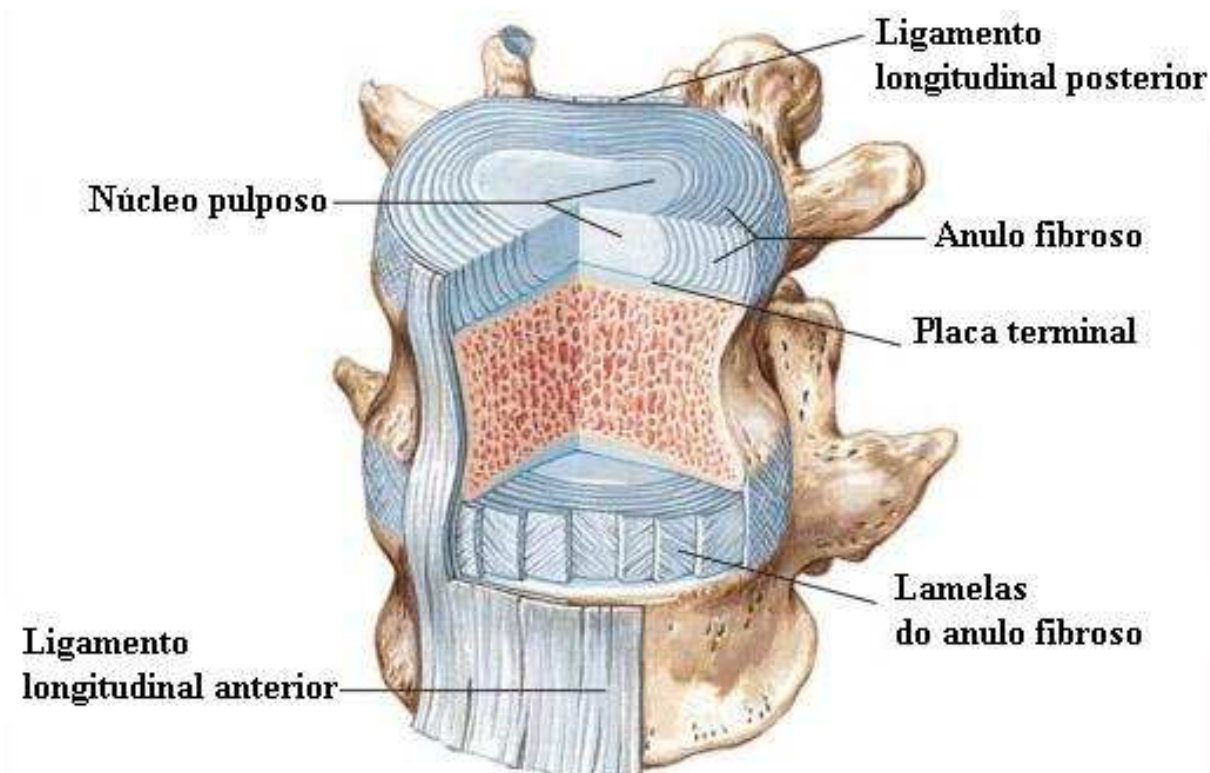


Figura 2 – Estruturas anatômicas da coluna lombar: disco intervertebral e ligamentos (Adaptado de GREENE, 2006).

O núcleo pulposo age como um amortecedor hidráulico em resposta a cargas compressivas na coluna vertebral, redistribuindo cargas para o anulus fibroso e vértebras adjacentes. A perda de água no disco intervertebral reduz sua atividade de distribuir as cargas efetivamente, sendo tal aspecto significativo no mecanismo de degeneração e herniação do disco intervertebral (COSTI; HEARN; FAZZALARI, 2002).

Para melhor ilustrar a função do núcleo pulposo, Meakin, Redpath, Hukins (2001), realizaram um estudo *in vitro* com discos intervertebrais humanos, removendo deles o núcleo pulposo e submetendo-os a carga compressiva. Os discos intactos suportaram uma carga média de 420 N; enquanto que os desnucleados suportaram apenas 270 N.

Testes *in vitro* têm demonstrado que as células do disco são extremamente responsivas a sinais mecânicos; mudanças na pressão hidrostática, esforço de tração ou perda de fluido (BIBBY et al., 2001).

Em um estudo realizado com colunas de ratos, submetidos a cargas compressivas dinâmicas, ficou demonstrado que o remodelamento, ou seja, a síntese

dos tecidos do disco intervertebral que suportam e transmitem tais cargas depende de determinadas condições de carga e frequência apropriadas (WALSH, LOTZ, 2004).

Uma comparação demonstrada por Whitte, Augustus, Panjabi (1990), relaciona os efeitos da compressão nas tensões internas do disco íntegro e no degenerado, ou seja, desidratado ou com rompimento do anulus fibroso, onde é possível observar a melhor distribuição da carga e menor dano no disco íntegro (Figura 3-A).

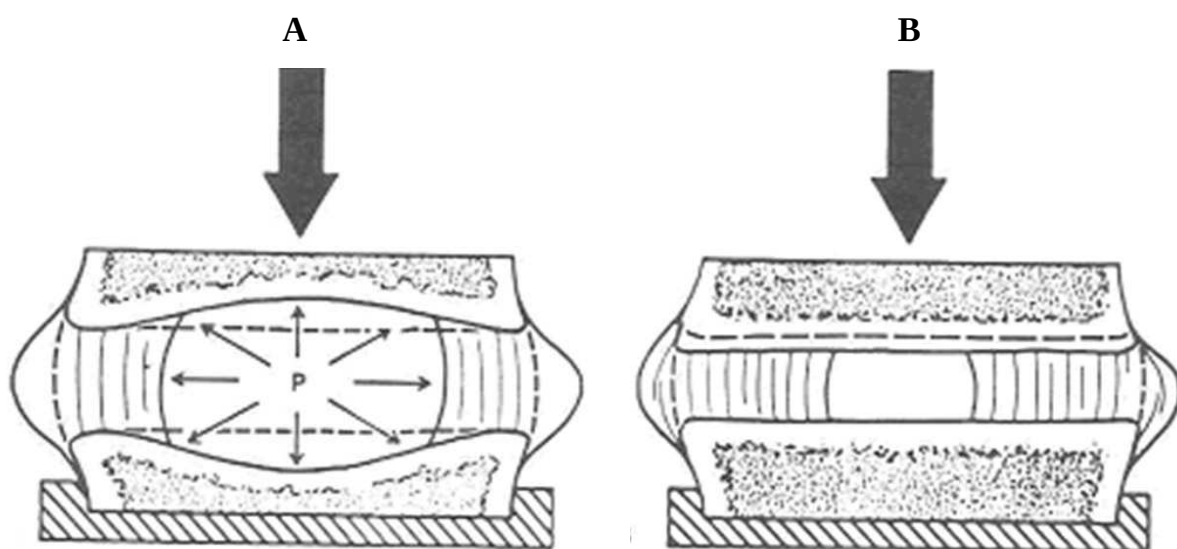


Figura 3 – Comparação dos efeitos da compressão na distribuição da tensão intradiscal em discos íntegros (A) e degenerados (B). Adaptada de Whitte, Augustus, Panjabi (1990).

Do ponto de vista das propriedades morfológicas e de citoarquitetura, as diferenças entre os componentes do disco intervertebral são bem pronunciadas, principalmente entre o núcleo pulposo e o anulus fibroso, embora haja uma zona de transição bem semelhante ao anulus fibroso. Os módulos de elasticidade instantâneos, de equilíbrio, e a viscosidade são significativamente maiores no núcleo que nas demais estruturas, fornecendo, assim, dados sobre as micropropriedades mecânicas, evidenciando do ponto de vista biomecânico duas populações celulares distintas (GUILAK et al., 1999).

Yao et al. (2002), identificaram que a deformação dinâmica máxima ocorre quando a frequência de aplicação de cargas cíclicas for mais baixa, e que a hidratação do disco (conteúdo de água) interfere diretamente na capacidade de suportar cargas estáticas e dinâmicas.

Com o objetivo de quantificar os efeitos da hidratação e da velocidade de carregamento nas respostas mecânicas do disco intervertebral, submetendo-os a testes de compressão axial com diferentes métodos de carregamento, Race, Broom, Robertson (2000) concluíram que a magnitude dos efeitos da indução de desidratação por compressão e da velocidade do carregamento em DI sádios de modelos animais são semelhantes aos encontrados em testes biomecânicos com peças anatômicas humanas.

A magnitude da carga aplicada sobre o DI influencia amplamente nas suas propriedades mecânicas e, quanto mais alta for a carga compressiva cíclica, mais alta será a histerese do material. O tempo de congelamento antecedente ao ensaio não tem influência sobre as propriedades supracitadas e a interferência da frequência de aplicação desta carga ainda não está bem elucidada (SMEATHERS, JOANES, 1988).

A coluna lombar humana é a mais frequentemente susceptível à morbidade devido à doença degenerativa discal. Uma das causas para isto é que a coluna lombar tem mais mobilidade e sustenta mais cargas das extremidades superiores e do tronco. Em decorrência do fato acima, as pesquisas biomecânicas são essenciais para a avaliação de condições patológicas (KANAYAMA et al., 1995).

O núcleo pulposo pode herniar e comprimir uma raiz nervosa, resultando em dor ciática (dor na perna associada com dor nas costas). O disco pode ser protruso (com o anulus intacto), extrusos (através do anulus, mas contido pelo ligamento longitudinal posterior), ou sequestrado (livre dentro do canal medular) (GREENE, 2006). A figura 4 mostra o mecanismo de lesão do disco intervertebral em suas diversas etapas.

ROZUMALSKI et al. (2008) descreve que a coluna vertebral tem participação essencial na marcha, principalmente os componentes lombo-sacrais devido a sua inter-relação com os movimentos dos membros inferiores, o que submete à coluna vertebral a uma vibração entre 0,1 e 1 Hz.

A exposição à vibração também foi relacionada com a herniação do núcleo pulposo através de estudos epidemiológicos (VIRTANEN et al., 2007), mas Gregory, Callaghan (2001) identificaram que este processo também ocorre ao nível tecidual e, portanto, atualmente é possível concluir que a carga vibratória faz aumentar o risco de hérnia de disco ou o caminho para alterar o desenvolvimento da lesão.

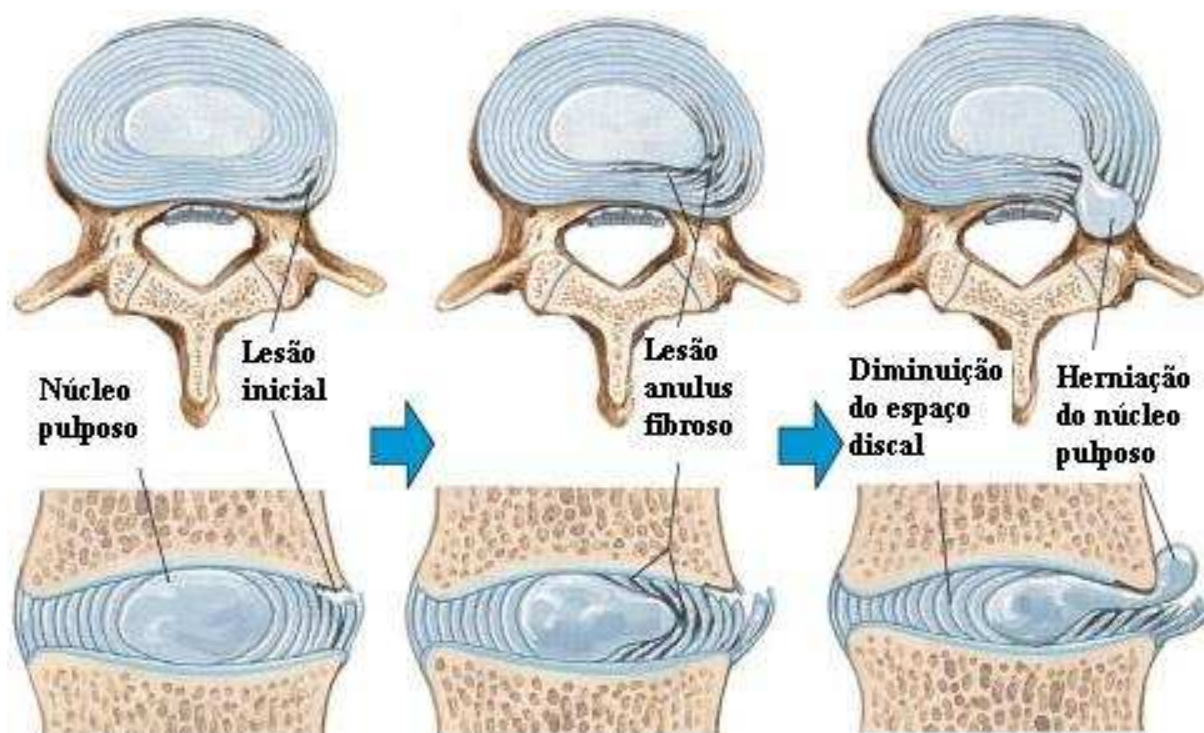


Figura 4 – Modelo esquemático do mecanismo de lesão do disco intervertebral. Adaptada de Greene (2006).

IZAMBERT et al. (2003) realizou experimentos isolando o disco intervertebral das demais estruturas da coluna vertebral com o objetivo de obter dados referentes a sistemas de vibração simulando um indivíduo sentado em um carro e obteve uma estimativa da rigidez e do amortecimento durante tal tarefa variando com a frequência aplicada. Seus resultados se mostraram bem amplos, indicando que a frequência de vibração tem grande influência nas propriedades mecânicas, principalmente no amortecimento e na rigidez.

Johannessen et al. (2004), Kuroki et al. (2004) e Little, Khalsa (2005) realizaram estudos envolvendo a coluna vertebral submetida a carregamento cíclico e identificaram que, quando esta é submetida a movimentos de flexão e extensão repetitivos com moderada carga axial, induz-se a herniação do núcleo pulposo pela lesão no anulus fibroso. Tal comportamento pode ser considerado quando se trata de vibrações em baixa frequência, pois os efeitos da exposição prolongada aceleram o processo de fadiga e, conseqüentemente, da lesão do anulus fibroso (GREGORY, CALLAGHAN, 2001)

2.2 Utilização de modelos animais

TSAI, LIN, CHANG (1998) justificam a utilização de modelos animais suínos pela facilidade econômica de aquisição, pela homogeneidade das peças comparadas com as humanas, pela diminuição do fator degeneração e do risco de contágio de HIV ao manusear as peças humanas frescas.

Segundo Callaghan, McGill (2001), que realizaram um estudo com 26 segmentos de colunas suínas e humanas, existe uma proximidade das características anatômicas e biomecânicas entre as duas. Concluem, também, que as herniações discais podem se desenvolver durante flexões e extensões altamente repetitivas e com modesta compressão e momento.

Em dois estudos, Deursen et al. (2001a; 2001b) usaram unidades funcionais de coluna vertebral suína a fim de avaliar a pressão intradiscal em relação a diferentes graus de torção, e os resultados obtidos foram compatíveis aos encontrados em experimentos similares que utilizaram peças anatômicas humanas.

Wilke et al (1998) utilizaram em seu estudo modelos suínos e ovinos, com o objetivo de verificar os efeitos da temperatura ambiente, do acúmulo dos ciclos de carga e da taxa de deformação angular sobre a amplitude de movimento. Não encontraram diferença significativa entre as espécies.

Para a utilização de coluna lombar suína como modelo biomecânico, vale atentar para o fato de que na maioria das raças, os suínos possuem seis vértebras lombares (DYCE; SACK; WENSING, 1997).

2.3 Modelos computacionais de coluna vertebral

Para determinar tensões nos tecidos da coluna vertebral, é necessário que se conheçam as forças e momentos atuando na coluna vertebral entre as várias estruturas de suporte de carga, incluindo o disco intervertebral, articulações apofisárias e ligamentos intervertebrais. Após isso, as forças atuando no disco intervertebral e nas

articulações apofisárias precisam ser distribuídas ao longo da estrutura para determinar a tensão nos tecidos. Nenhum desses passos é fácil de realizar usando modelos matemáticos, porque a distribuição das cargas entre estruturas da coluna vertebral é extremamente sensível a detalhes anatômicos e a distribuição da tensão dentro do disco é sensível a pequenas variações na composição biomecânica. Certamente, modelos podem ser desenvolvidos para indicar tensão nos tecidos em uma coluna vertebral típica, mas, deste modo, os modelos dependem da propriedade dos materiais que podem ser selecionados para atuarem numa larga amplitude de valores (DOLAN; ADAMS, 2001).

Segundo MOAVENI (1999), o método dos elementos finitos (MEF) é um procedimento numérico que pode ser usado para obter soluções para uma vasta classe de problemas de engenharia, envolvendo análise de tensões, transferência de calor, eletromagnetismo e escoamento de fluidos.

Segundo ADAMS e ASKENAZI (1999), a análise através do MEF não substitui testes de validação de produtos e, ao contrário, pode aumentar seu grau de complexidade. Primeiramente, a confiança no modelo deve ser fundamentada em métodos analíticos, pois seria imprudente assumir que todas as respostas obtidas através de um programa de MEF sejam acuradas, dadas todas as considerações e incertezas que certamente acompanham o estudo. Assim, somente através de correlação entre modelos e protótipos é que pode se dar a qualificação dos métodos e considerações usados no MEF. Entretanto, quando aplicado corretamente, um programa de engenharia que utilize o MEF pode reduzir os testes, com seus custos associados, conforme a confiança no modelo cresce.

MOAVENI (1999) descreve o ANSYS como um programa de computador de elementos finitos para finalidades gerais, que contém mais de cem mil linhas de código. O ANSYS é capaz de realizar análises estáticas, dinâmicas, transferência de calor, escoamento de fluidos e eletromagnetismo. O programa tem dominado o mercado do MEF por mais de 20 anos. Nos dias atuais, o ANSYS é usado em diversos campos da engenharia, como aeroespacial, automotivo, eletrônico e nuclear.

Existem inúmeros modelos computacionais de coluna vertebral, uns mais simplificados (NATARAJAN, GUNNAR, ANDERSSON 1999; LEE et al., 2000;

WILCOX) e outros mais complexos (STOKES, GARDNER-MORSE, 1995; NABHANI, WAKE, 2002; NATARAJAN et al., 2008), utilizando-se de diferentes programas computacionais.

Os programas computacionais mais usados na modelagem da coluna vertebral são o ABAQUS (ROHLMANN et al., 2009) e o ANSYS (GUO et al., 2005). A figura 5 mostra dois exemplos de modelos computacionais de coluna vertebral.

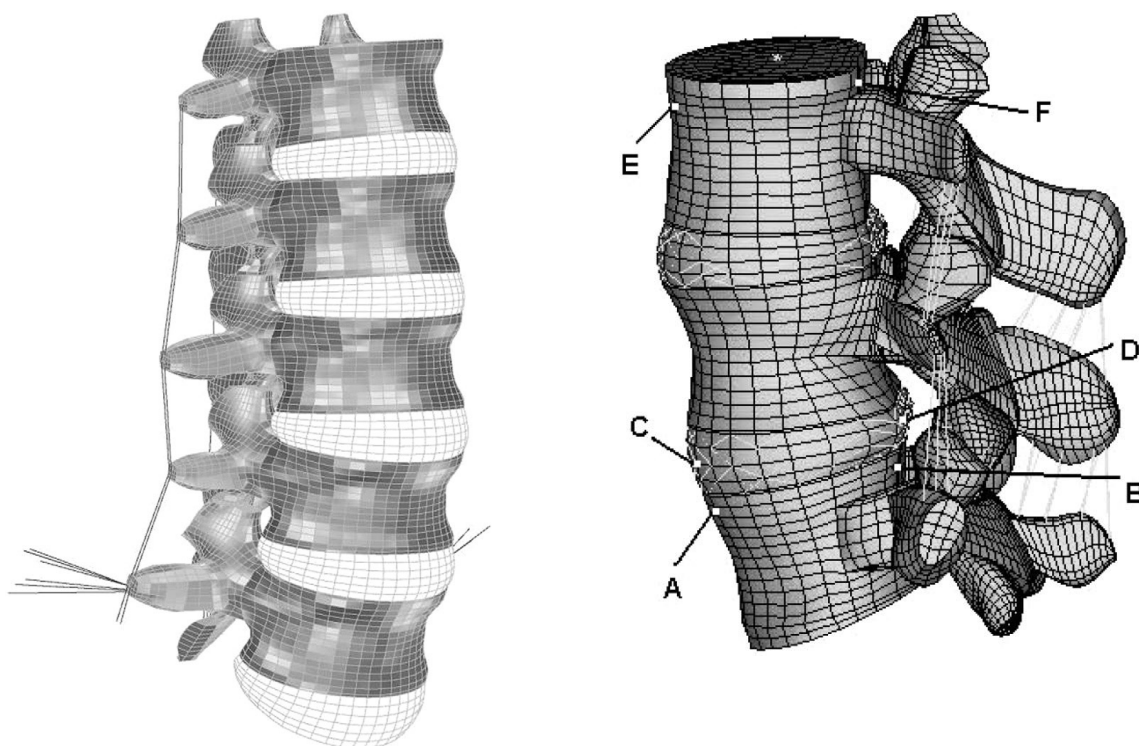


Figura 5 – Figuras ilustrativas de modelos computacionais de coluna vertebral. À esquerda: ambiente ABAQUS; direita: ambiente ANSYS (Adaptados de ROHLMANN et al., 2009 e GUO et al., 2005).

Uma das maiores dificuldades no processo de modelagem da coluna vertebral é a capacidade de se reproduzir, de forma fiel, a anatomia das estruturas articulares, pois elas apresentam formas geométricas complexas e superfícies de contato compostas por diferentes materiais (WANG et al., 2000).

Modelos de vibrações têm sido postulados a fim de se aproximar do comportamento do corpo humano (EL-KHATIB, GUILLON, 2001; FRITZ, 2000; CULLMANN, WÖLFEL, 2001) embora tais procedimentos sejam muito complexos, pois apresentam variáveis de difícil simulação, como as forças impostas por cada músculo, a tensão gerada por cada ligamento e pelas regiões da cápsula articular.

Guo et al. (2005) concluíram em seu estudo envolvendo análise de vibrações em modelos computacionais de coluna vertebral lombar que as diversas regiões do disco intervertebral são afetadas de forma diferente por vibrações, variando sua frequência de ressonância de acordo com a rigidez do material e que as amplitudes de deformação e tensão são influenciadas diretamente pelo fator de amortecimento.

Kong, Vijay, Goel (2003), também realizaram um estudo envolvendo análise de vibrações em modelo computacional e identificou-se que métodos de elementos finitos podem ser usados para determinar a frequência de ressonância e a transmissibilidade de forças entre as estruturas do disco intervertebral, relevante do ponto de vista biomecânico, podendo até ser usado para auxiliar no desenvolvimento de projetos de bancos para carros.

Rohlmann et al. (2006) validaram dados obtidos sobre as forças musculares incidentes no tronco em simulações computacionais por meio de estudos *in vitro* e *in vivo*. Estes dados serviram para complementar os resultados de experimentos realizados previamente, frisando a importância de se combinar as diversas metodologias de análises da biomecânica da coluna vertebral.

Estudos envolvendo a biomecânica da coluna vertebral que se utilizam de simulação computacional vêm tornando-se cada vez mais comum, pois a grande vantagem desta modalidade de estudo é a possibilidade de desenvolver protocolos que combinem pré-cargas, momentos e deslocamentos angulares (CRAWFORD, KEAVENY, 2004). Para exemplificar, Arjmand (2006) realizou um estudo no qual movimentos e cargas foram combinados para simular situações de levantamento de peso que ocorrem em situações reais de vida diária, identificando em quais combinações os esforços são maiores, o que, conseqüentemente, pode ser útil para se determinar novas técnicas de tratamento fisioterapêutico e/ou novas técnicas cirúrgicas.

3 DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Este estudo está dividido em duas etapas: na primeira, foi obtido *in vitro* o coeficiente de amortecimento viscoso de unidades funcionais (UF) de coluna vertebral lombar de suínos antes e após o processo de desidratação do disco intervertebral; na segunda etapa, estes dados serviram como base para alimentar uma simulação de resposta harmônica em modelo computacional. Neste capítulo serão abordados os dados referentes à primeira parte do estudo.

3.1 Preparação dos espécimes

O procedimento que será descrito a seguir foi aprovado pela Comissão de Ética na Experimentação Animal da Faculdade de Pindamonhangaba (CEEAF/FAPI), com número de registro 009/2010 (ANEXO B).

Foram utilizadas no total 10 (dez) unidades funcionais de coluna vertebral lombar (L5-L6) de suínos da raça Large White (L₁₋₆), obtidos através de abate comercial, com menos de 4 (quatro) horas pós-morte e, embaladas em plástico filme para congelamento a -21°C. Antes, porém, as UFs foram padronizadas de acordo com suas dimensões, com o uso de um paquímetro digital, com precisão de 0,05 mm. Este procedimento visou evitar-se o uso de peças com dimensões discrepantes. Antes dos testes experimentais, as UFs foram descongeladas em solução salina (NaCl a 0,9%) até a temperatura ambiente de aproximadamente 22°C. Todo este processo foi realizado com o intuito de manter as propriedades mecânicas da peça anatômica (WILKE et al., 2003).

Para este estudo, foram preservadas as estruturas musculares e ligamentares, sendo que a separação das UFs se deram na região dos discos intervertebrais e dos pedículos adjacentes (superior e inferior).

3.2 Dispositivo mecânico

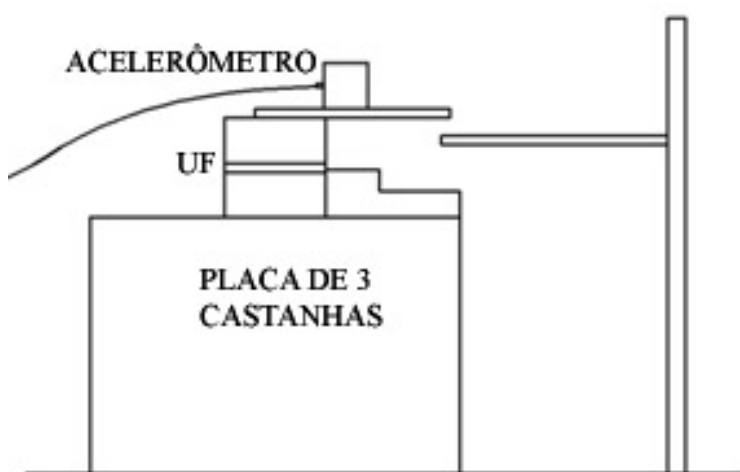
Para a obtenção *in vitro* do coeficiente de amortecimento viscoso da UF da coluna lombar de suínos foi desenvolvido um dispositivo dotado de uma base fixa na qual foi acoplada uma placa de fixação universal de três castanhas onde as UFs foram estabilizadas pelo seu corpo vertebral inferior (L5).

Ao corpo vertebral superior (L4) foi parafusada a extremidade de uma chapa de compósito fibra de vidro-alumínio de 70 mm de comprimento, 20 mm de largura de 2 mm de espessura; à outra extremidade da chapa foi fixado um acelerômetro modelo KD 35 (Figura 7).

O acelerômetro foi ligado a um condicionador e amplificador de sinais de acelerômetro modelo 00028 com amplificação de 100 (cem) vezes e o filtro na configuração linear. Todo este sistema foi conectado a amplificador de sinais com conversor analógico-digital modelo *Spider 8*. Este sistema de aquisição foi controlado por um microcomputador e pelo programa computacional *Catman 3.1*.

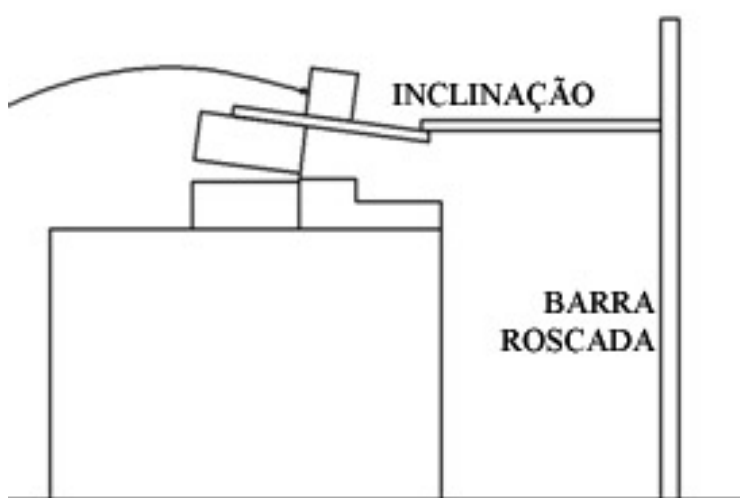
3.3 Protocolo de testes

Após a fixação da unidade funcional ao sistema, a barra é posicionada e estabilizada, formando um ângulo de 5° com a horizontal, medido por um goniômetro manual (Figura 8). Então, libera-se a barra vertical, permitindo-a realizar uma vibração livre, até que esta cesse sem interferência externa. Cada UF foi submetida a três procedimentos idênticos para obtenção do valor médio. O modelo esquemático da Figura 6 ilustra o dispositivo e sua sistemática de funcionamento.

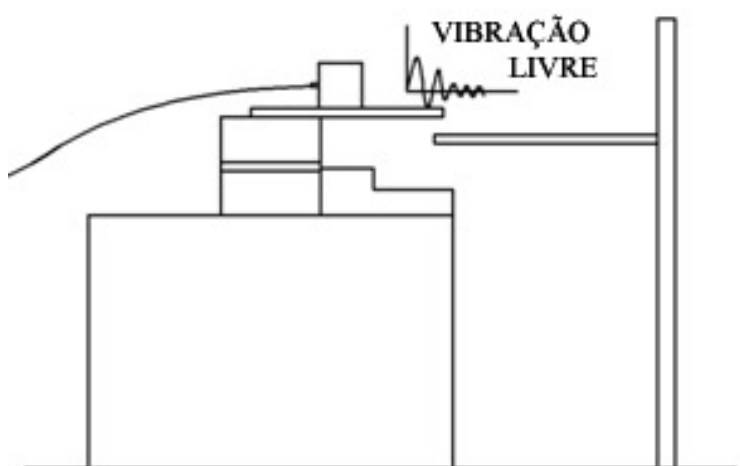


1 – Unidade funcional (UF) fixada pelo seu corpo vertebral inferior à placa de três castanhas.

Barra horizontal com acelerômetro fixada à parte superior do corpo vertebral de L5.



2 – Barra horizontal com acelerômetro é inclinada a 5° com o auxílio da barra rosca. O posicionamento angular é confirmado pelo goniômetro manual.



3 – A barra horizontal é liberada e o sistema barra-unidade funcional vibra livremente, obtendo, assim, o primeiro deslocamento (x_1); e o segundo deslocamento (x_2).

Figura 6 – Modelo esquemático do procedimento de obtenção do decremento logarítmico.

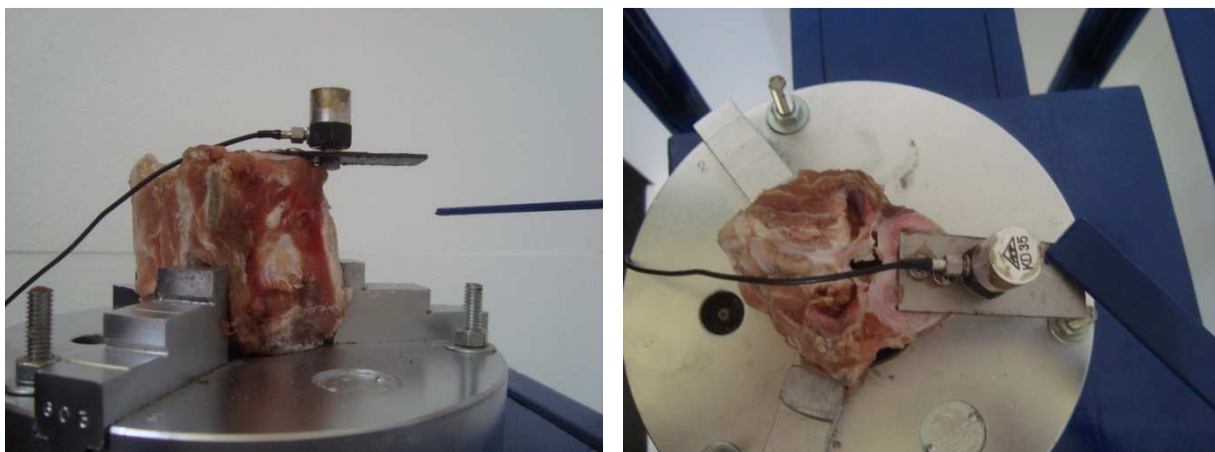


Figura 7 – Unidade funcional fixada aos dispositivos mecânicos utilizados no desenvolvimento experimental.

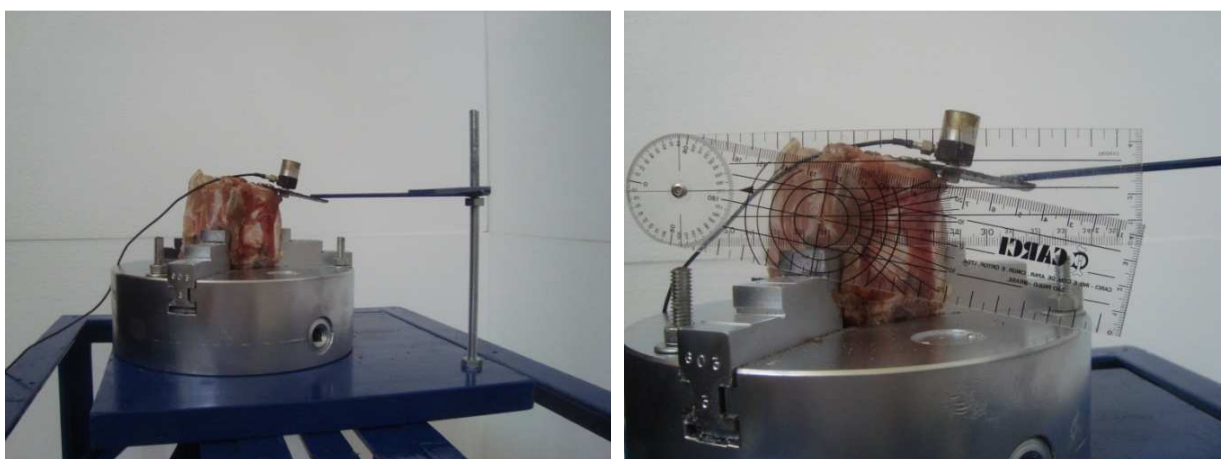


Figura 8 – Figura demonstrativa da unidade funcional na posição inicial de ensaio com inclinação de 5°, confirmado pelo goniômetro manual.

3.4 Protocolo de desidratação das unidades funcionais

Para realizar a desidratação do disco intervertebral, foi aplicada em cada unidade funcional uma carga axial de 500 N por um período de 3 horas (PFLASTER, 1997; RACE, 2000). Para tal, foi adaptada uma bancada de perfil metálico composta de um sistema de acoplamento de UFs e barras para sustentação de anilhas e, consequentemente, aplicação da carga axial, como mostra a figura 9.



Figura 9 – Dispositivo mecânico utilizado no processo compressão axial das unidades funcionais e desidratação dos discos intervertebrais.

3.5 Análise dos dados

O coeficiente de amortecimento viscoso (c) é um tipo de amortecimento usado em uma infinidade de sistemas mecânicos, principalmente em sistema de oscilação livre que reduz seu movimento a zero (INMAN, 2008) e utilizam materiais viscoelásticos que absorvem a vibração, fazendo com que cada oscilação seja menor que a precedente (NASHIF, JONES, HENDERSON, 1985). A utilização do coeficiente de amortecimento viscoso justifica-se, também, pois nesta modalidade a força é proporcional à velocidade de excitação do sistema e pela maior facilidade no desenvolvimento matemático, tal como as análises realizadas por Crisco, Fujita, Spenciner (2007). Os dados da vibração obtidos no sistema supracitado foram utilizados da seguinte forma: os deslocamentos iniciais, primeiro (x_1); e o segundo

(x_2), defasados por um período de vibração foram usados para se obter segundo as seguintes equações (MEIROVITCH, 2001):

$$\delta = \ln \frac{x_1}{x_2} \quad (1)$$

onde δ é o decremento logarítmico e x_1 e x_2 são os deslocamentos defasados por um período de vibração.

A partir do decremento logarítmico (δ), pode-se obter o fator de amortecimento (ξ), pela equação (2).

$$\xi = \frac{\delta}{\sqrt{(2\pi)^2 + \delta^2}} \quad (2)$$

A frequência natural (w_n) é obtida através da equação (3).

$$w_n = \frac{2\pi}{T} = 2\pi f \quad (3)$$

onde: T é o período e f a frequência.

O coeficiente de amortecimento viscoso (c) é dado pela equação (4).

$$c = c_c \xi \quad (4)$$

Onde c_c é o coeficiente de amortecimento crítico e ξ é o fator de amortecimento.

A constante de amortecimento crítico (c_c) é dada pela equação (5).

$$c_c = 2mw_n \quad (5)$$

Finalizando, o coeficiente de amortecimento viscoso (c) é obtido através da equação (6).

$$c = 2mw_n\xi \quad (6)$$

Onde: ξ é o fator de amortecimento, m é a massa sobre o disco intervertebral e w_n a frequência natural.

As médias finais foram submetidas ao teste de normalidade *Shapiro-Wilk*, com nível de significância de 5%. Como as amostras apresentaram distribuição normal, os dados referentes ao amortecimento antes e após os procedimentos de desidratação foram analisados utilizando-se o teste t de *Student* pareado; com nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Para tais análises e confecção de gráficos foram utilizados os programas computacionais Minitab 15 [Minitab Inc., State College, EUA], ORIGIN 6.0 [OriginLab, Northampton, EUA] e Microsoft Excel 2007 [Microsoft Corporation, Redmond, EUA].

3.6 Resultados e discussão

O dispositivo mecânico utilizado para a aquisição do comportamento vibratório mostrou-se eficiente, visto que os ensaios puderam ser padronizados, proporcionando assim maior fidedignidade aos dados coletados.

Realizando-se uma análise qualitativa do comportamento vibratório das UFs, a diferença entre as hidratadas e as desidratadas é notável, principalmente pelo menor tempo de vibração e pela maior diferença entre os dois ciclos iniciais, o que mostra uma maior capacidade de amortecimento nas UFs hidratadas. A figura 10 mostra o comportamento vibratório comparativo obtido diretamente do sistema de aquisição, sem qualquer tipo de tratamento matemático-computacional.

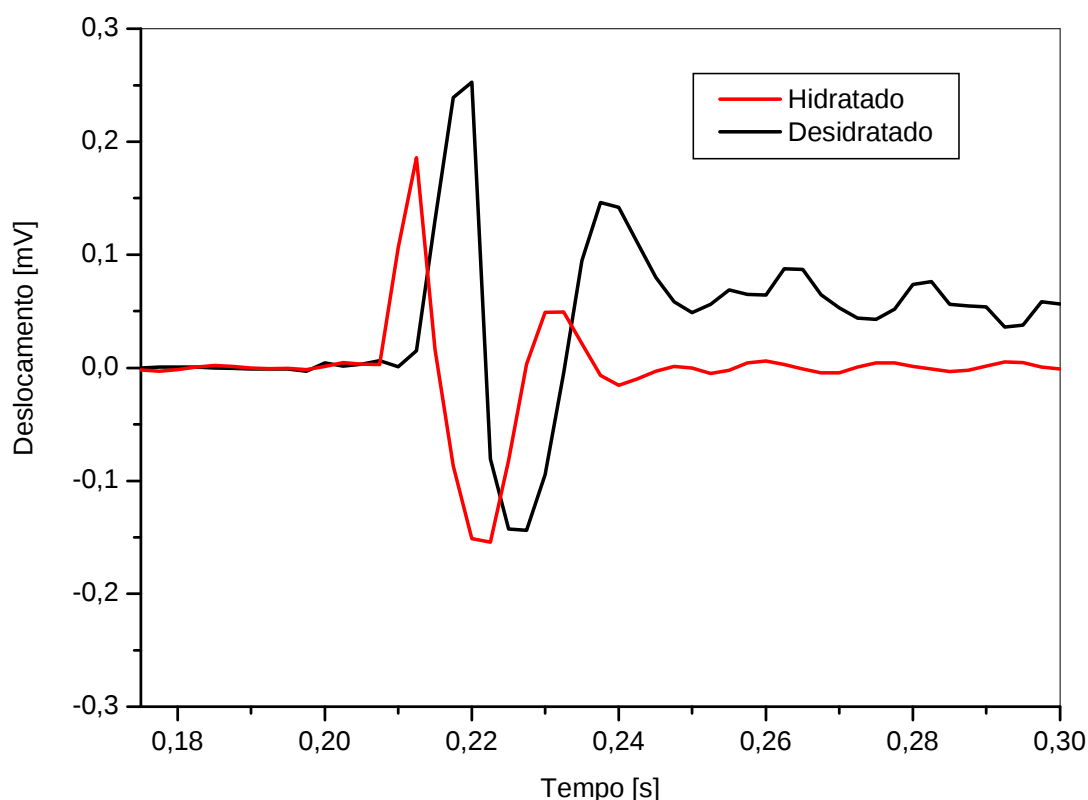


Figura 10 – Gráfico demonstrativo do comportamento vibratório das unidades funcionais hidratadas e desidratadas.

Corroborando com a análise realizada anteriormente, o coeficiente de amortecimento viscoso da UF de coluna vertebral lombar de modelos suínos apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$) quando obtido antes e após o processo de desidratação das mesmas. Para as UFs hidratadas e desidratadas os valores médios do coeficiente de amortecimento viscoso foram $4,7 \text{ Kg/s}$ e $2,7 \text{ Kg/s}$, respectivamente. O gráfico apresentado na figura 11 apresenta os valores médios e seus respectivos desvios-padrão para amostra de 10 unidades funcionais.

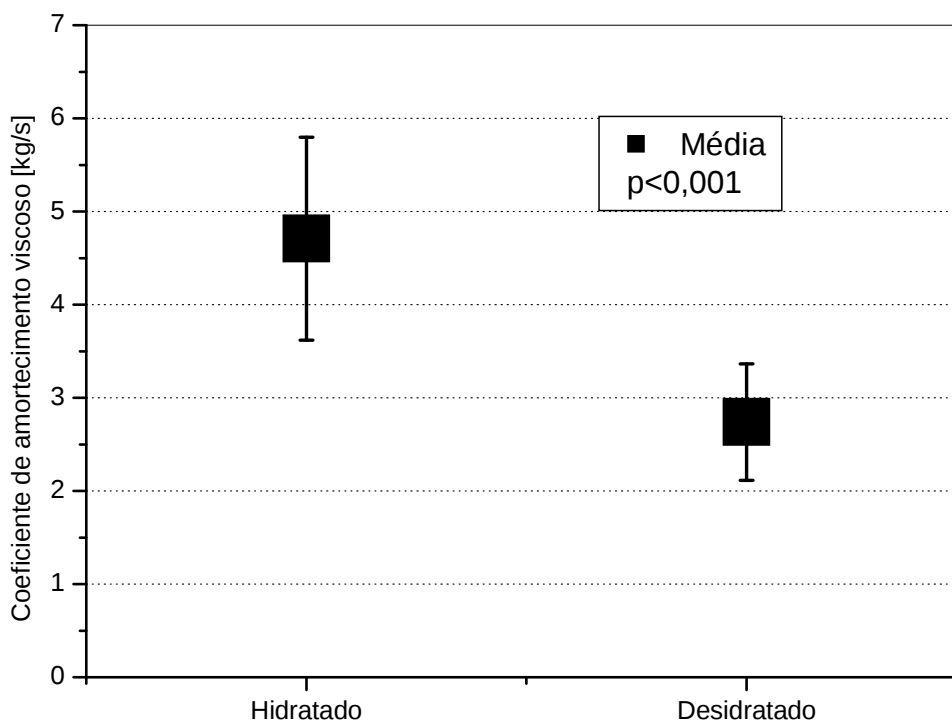


Figura 11 – Gráfico comparativo entre as médias de coeficiente de amortecimento viscoso obtidas para os discos intervertebrais hidratados e desidratados.

Um estudo *in vitro*, também utilizando UFs de coluna toraco-lombar humana, Crisco, Fujita, Spenciner (2007), obteve uma variação de 1.4 a 4.0 Kg/s dependendo da carga axial compressiva aplicada em um sistema pendular (78 a 488 N). Estes resultados são similares aos encontrados neste estudo, visto que a carga aplicada foi semelhante (400 N) e os coeficientes de amortecimento viscoso compatíveis (4.0 e 4.7 Kg/s).

A grande similaridade entre os resultados apresentados nestes dois estudos justifique-se no método de aquisição do comportamento vibratório e, principalmente, pelo sistema matemático para calcular o coeficiente de amortecimento, pois Crisco, Fujita, Spenciner (2007) utilizaram as mesmas equações já citadas neste capítulo (coeficiente de amortecimento viscoso).

Todos os resultados obtidos para cada UF, bem como os valores médios, seus respectivos desvios-padrão e os resultados provenientes dos testes estatísticos são

apresentados na Tabela 1 de forma comparativa entre os ensaios com UFs hidratadas e desidratadas.

Tabela 1 – Tabela dos dados referente ao coeficiente de amortecimento viscoso para cada unidade funcional testada e os resultados estatísticos.

	c Hidratado [Kg/s]	c Desidratado [Kg/s]
UF 01	6,149 (1,096)	3,357 (0,962)
UF 02	3,995 (0,685)	2,541 (0,781)
UF 03	4,291 (0,890)	2,669 (0,247)
UF 04	4,592 (0,498)	3,258 (0,548)
UF 05	3,133 (0,776)	2,104 (0,132)
UF 06	4,378 (0,302)	1,842 (0,493)
UF 07	4,498 (0,743)	2,690 (0,715)
UF 08	4,336 (0,283)	2,747 (0,922)
UF 09	6,967 (1,407)	3,918 (0,267)
UF 10	4,741 (0,459)	2,263 (0,943)
Média (dp)	4,708 (1,088)	2,739 (0,625)
<i>Shapiro-Wilk</i>	0,587	0,161
Teste <i>t student</i> pareado	p=0,000008	

UF – unidade funcional; c – coeficiente de amortecimento viscoso.

Os resultados obtidos em cada ensaio são apresentados no APÊNDICE A.

KASRA et al. (1992 apud GUO et al., 2005, p. 636) obteve em um estudo experimental e com modelagem computacional um fator de amortecimento de 0,08, muito próximo ao encontrado neste estudo (0,11) e também utilizado e validado por GUO et al., 2005).

4 MODELAGEM COMPUTACIONAL

Para a realização da segunda etapa deste estudo, ou seja, a fase da utilização dos dados obtidos experimentalmente em um modelo computacional, foi utilizado o programa computacional *ANSYS Workbench v.11*. Toda a parte inicial de construção do modelo foi realizada por Arantes (2009) (ANEXO A).

O modelo consiste em uma unidade funcional de coluna vertebral, ou seja, um disco intervertebral composto por duas partes: anulus fibroso e núcleo pulposos, e dois corpos vertebrais adjacentes, L4 e L5. As estruturas ligamentares, musculares e capsulares da região posterior foram simuladas por uma mola colocada na parte posterior dos corpos vertebrais. A figura 12 mostra o modelo no ambiente ANSYS.

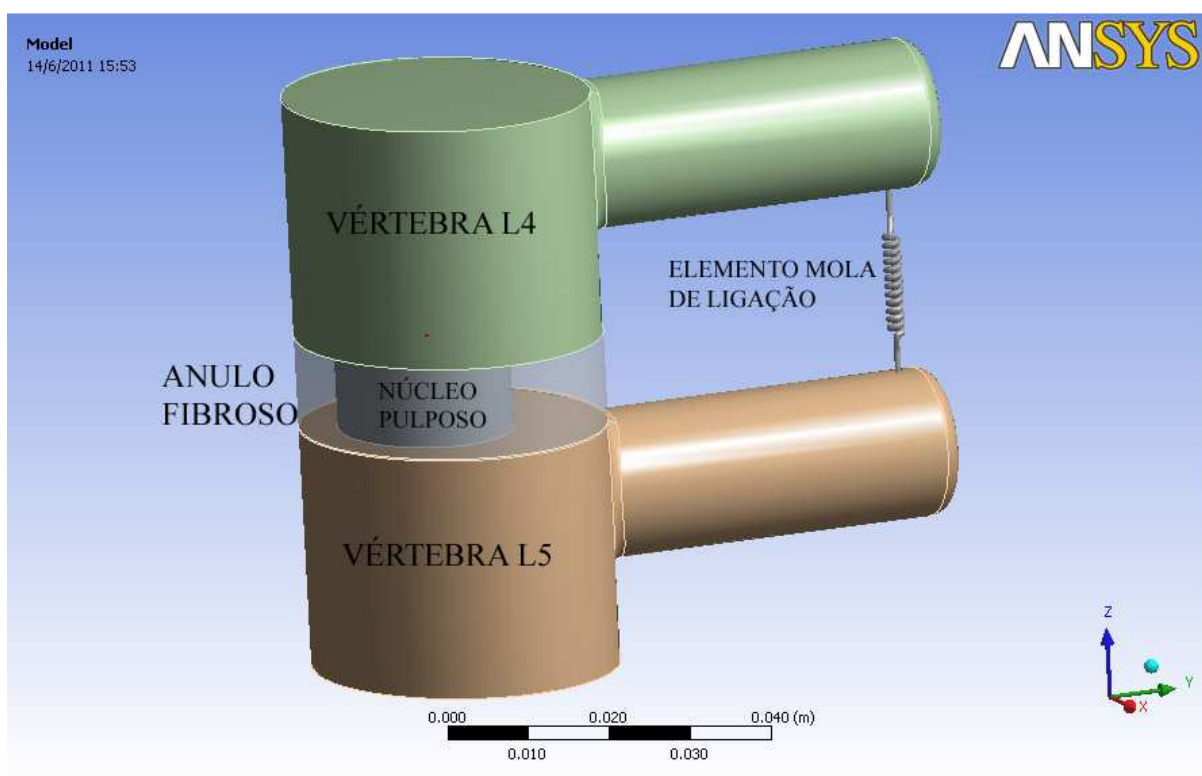


Figura 12 – Geometria do modelo computacional mostrado no ambiente ANSYS, identificando cada componente.

4.1 Geometria do modelo

Procurou-se definir de forma simplificada uma unidade funcional da coluna vertebral suína composta por duas vértebras lombares, sendo elas a quarta e quinta vértebras, respectivamente L4 e L5. Entre essas duas vértebras, inseriu-se um disco intervertebral (DI), composto do anulo fibroso (AF) envolvendo o núcleo pulposo (NP). Ligando as vértebras de forma a simular a função dos músculos e estruturas ligamentares atuantes na coluna lombar, utilizou-se de uma mola, cuja constante elástica seria posteriormente ajustada de forma a calibrar a curva de momento com os dados da literatura disponível.

Para se chegar às dimensões aproximadas a serem adotadas, principalmente para o núcleo pulposo e para o anel fibroso, foram utilizados dados geométricos de colunas vertebrais lombares suínas obtidos por O’Connel, Vresilovic, Elliott (2007).

4.2 Conexões e regiões de contato

Para todas as regiões de contato entre corpos utilizou-se o tipo *Bonded*, que não permite deslizamento ou separação entre as faces e vértices dos corpos. Pode-se dizer que os corpos estão “colados”. Este tipo de contato permite uma solução linear desde que a área de contato não se modifique durante a aplicação da carga. Segundo Stolarski, Nakasone, Yoshimokto (2006), se o modelo matemático determina o contato, então qualquer separação ou penetração será ignorada.

A utilização de outras formas de contato (sem separação, sem atrito, fricção e rugosa) mostrou-se inadequada para o modelo, pois não houve convergência da solução.

4.2.1 Mola

O ANSYS permite definir uma mola longitudinal para conectar dois corpos ou um corpo a um apoio fixo. Optou-se por ligar as vértebras L4 e L5 através deste elemento,

de forma a simular os efeitos dos músculos e ligamentos que envolvem e dão sustentação à parte posterior da coluna vertebral.

A constante elástica foi ajustada de modo que a curva de deslocamento vertical do disco intervertebral em função do momento aplicado ficasse próxima à da literatura disponível para comparação. Este ajuste se deu por meio de uma análise estrutural estática realizada no próprio *ANSYS*, aplicando-se as mesmas condições iniciais citadas mais adiante.

O valor final para a constante da mola com o qual se obteve o melhor comportamento da curva foi 5 N/mm. Com este valor, o deslocamento vertical do disco intervertebral foi compatível ao obtido por Tomazini (2008) e comparado às constantes de rigidez encontradas para as estruturas ligamentares e capsulares utilizadas por Rohlmann et al. (2006).

4.3 Malha (*Mesh*)

Utilizou-se uma malha com preferência física mecânica, com elementos tipo padrão definidos pelo *ANSYS*, que resultou em um modelo com 4395 elementos e 16252 nós. Foram utilizados tetraedros como elementos através do método *Patch conforming*, em que a forma dos elementos da malha se adapta de maneira a seguir a geometria do corpo sólido. O tamanho inicial adotado para os elementos foi de 2 mm, que posteriormente foi alterado, pois na opção *Mesh Controls* do *ANSYS* pode-se alterar a dimensão dos elementos nos diversos componentes do modelo de forma independente, isto é, nas estruturas onde se requer maior precisão dos resultados (anulus fibroso e núcleo pulposo) a malha se manteve com o tamanho pré-definido inicialmente; enquanto que nas estruturas vertebrais (L4 e L5) o tamanho da malha foi aumentado para 10 mm. Este procedimento foi realizado para diminuir o número total de elementos e nós e, conseqüentemente, tornar a solução mais veloz, gerando arquivos computacionais menores. A figura 13 mostra a malha final do modelo, onde se pode identificar a diferença entre a malha dos diversos componentes do modelo.

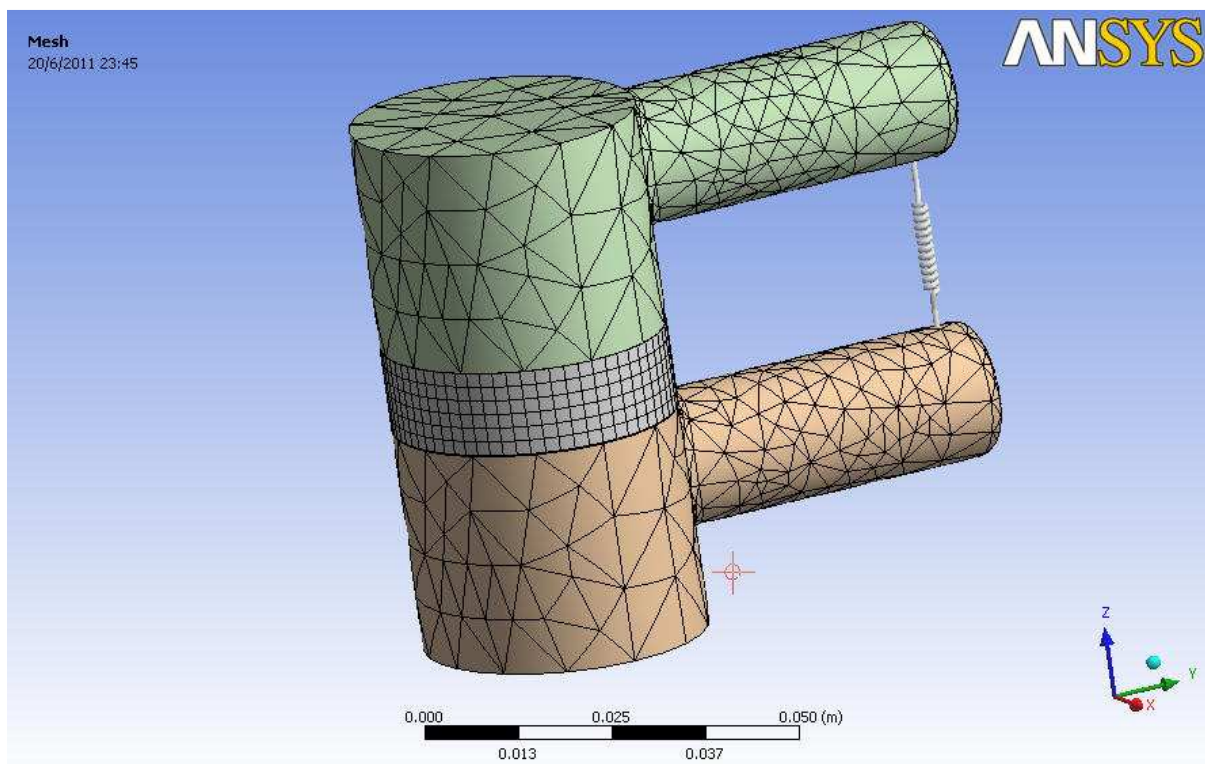


Figura 13 – Malha final do modelo, demonstrando as diferentes dimensões dos elementos entre os componentes, no ambiente ANSYS.

Embora o número final de elementos e nós diminuiu, os resultados obtidos foram similares, não comprometendo a fidedignidade do modelo, mas com menor tempo para solução o que facilitou as diversas simulações. MADENCI, GUVEN (2006) alertam que em alguns casos um número excessivo de elementos, fazendo uma malha extremamente densa, pode aumentar o erro do modelo.

4.4 Propriedades dos materiais

O ANSYS Workbench possui um módulo para inserção de dados de material, o *Engineering Data*, que possibilita definir propriedades de um material qualquer.

As propriedades mecânicas dos materiais utilizados neste modelo foram obtidas em outros estudos envolvendo modelagem computacional da coluna vertebral, exceto pelos dados referentes ao amortecimento, que foram objeto deste estudo. A Tabela 2 mostra os valores referentes às densidades dos materiais componentes do modelo, pois as demais propriedades mecânicas serão descritas adiante, no item 4.8.

Tabela 2 – Densidades utilizadas para cada componente do modelo computacional e suas respectivas referências.

	Densidade [kg/m ³]	Referência
Anulus fibroso	1050	Guo et al. (2005)
Núcleo Pulposo	1020	Matsumoto, Griffin (2002) Teo, Ng (2001)
Vértebra	765050	---

A densidade do corpo vertebral (vértebra) foi ajustada a fim de simular o peso da parte superior do corpo, que corresponde a 62% do peso total de um indivíduo de dimensões médias (70 kg). Em uma análise harmônica as cargas aplicadas pelo modelo também variam senoidalmente, o que destoaria da biomecânica normal da coluna vertebral, pois desconsideraria o peso do corpo, que é constante.

4.5 Ajustes da análise

A análise eleita para este estudo foi a Resposta Harmônica e para tal se faz necessário selecionar os seguintes parâmetros: frequência mínima e máxima, dados sobre o amortecimento, o número de intervalos da solução e o método da solução.

Para a frequência mínima e máxima optou-se por valores mínimos e máximos de 0,1 e 30 Hz, respectivamente. Tais dados foram definidos com base na frequência natural do sistema, em dados da literatura (KONG et al. 2003) e de forma a não tornar o sistema de solução sobrecarregado, tal qual o número de intervalos de solução (75).

O controle do amortecimento foi alimentado com os dados obtidos na primeira parte deste experimento.

Para o método de solução, a opção *FULL* foi eleita em detrimento ao método designado *SUPERPOSITION* por propiciar a obtenção dos deslocamentos.

4.6 Condições iniciais

As condições iniciais selecionadas para este estudo visaram aproximar o máximo possível de uma situação real da biomecânica da coluna vertebral. São elas: momento fletor de 10 Nm (GOTO et al., 2002; NATARAJAN et al., 2002; SHIRAZI-ADL, 2006), variando senoidalmente, aplicado à face superior do corpo vertebral L4 em torno do eixo x, que visa simular o início do movimento de flexão da coluna lombar; suporte fixo aplicado à face inferior do corpo vertebral L5, de forma a propiciar o movimento exclusivo da articulação intervertebral adjacente. A Figura 14 mostra os detalhes das condições iniciais.

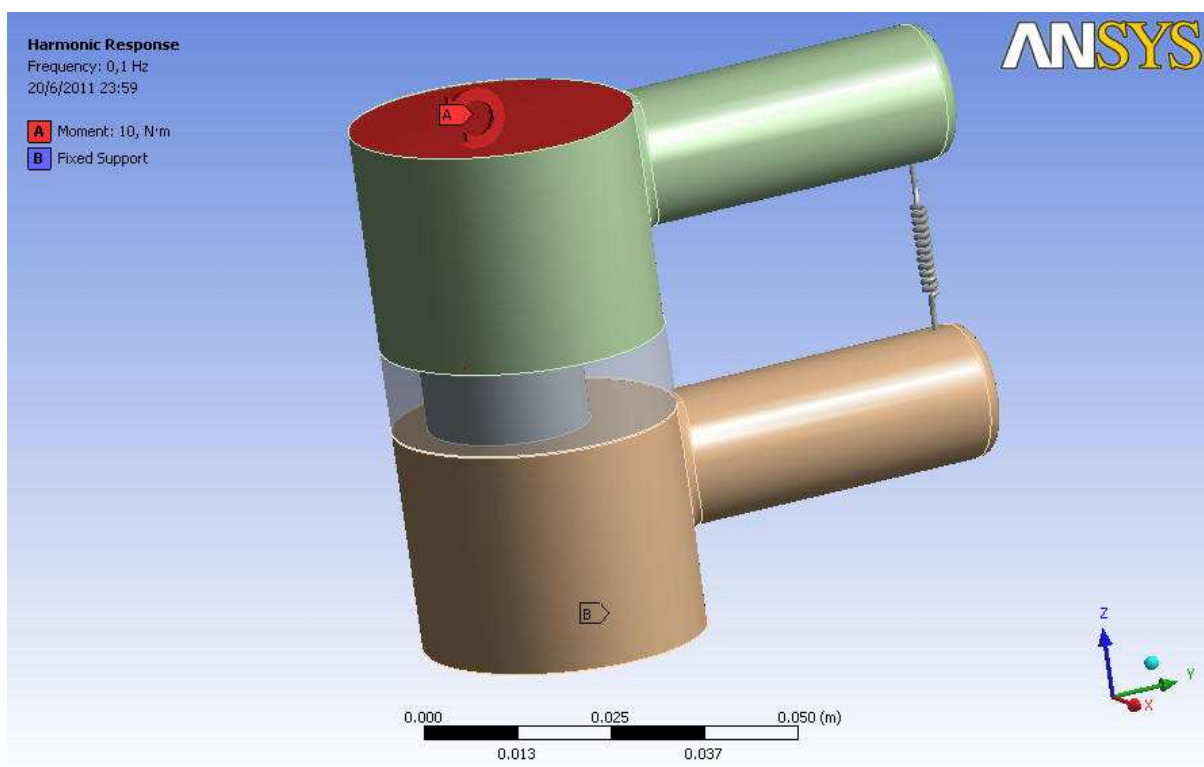


Figura 14 – Condições iniciais de momento e suporte fixo inseridos ao modelo computacional, mostrado no ambiente ANSYS.

4.7 Solução

Para a solução do modelo foram definidas, inicialmente, algumas variáveis essenciais para a análise do comportamento mecânico do disco intervertebral, são elas:

- Resposta à frequência em relação à tensão normal radial (eixo x), tensão normal longitudinal ou axial (eixo z) no núcleo pulposo;
- Resposta à frequência em relação à deformação longitudinal ou axial (eixo z) no núcleo pulposo;
- Tensão normal longitudinal ou axial (eixo z) no anulus fibroso;
- Deformação radial (eixo x) no núcleo pulposo e na face interna do anulus fibroso.

Para estas duas últimas análises, a frequência para a apresentação dos resultados foi de 0,5 Hz (HANSSON, KELLER, SPENGLER, 1987) e o ângulo de fase de 0°.

4.8 Protocolo de testes

Para analisar a influência da variação do coeficiente de amortecimento viscoso e da rigidez do disco intervertebral no comportamento mecânico da coluna vertebral no modelo computacional, foram realizadas duas simulações exatamente com os mesmos parâmetros, já supracitados, exceto pela alteração das propriedades mecânicas do núcleo pulposo, na opção *Engineering Data*. Para cada simulação, as propriedades foram definidas da seguinte forma: na primeira foram inseridos o coeficiente de amortecimento viscoso, o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson referente ao disco intervertebral hidratado; e na segunda simulação, foram inseridos os mesmos dados referente ao disco intervertebral desidratado.

A fim de avaliar a influência apenas no coeficiente de amortecimento viscoso, foi realizada uma terceira simulação, hipotética, pois esta foge aos padrões fisiológicos normais. Nesta simulação, os dados referentes à rigidez foram mantidos como os do disco intervertebral hidratado, enquanto que os dados referentes ao coeficiente de amortecimento e fator de amortecimento foram alterados para os valores referentes aos discos intervertebrais desidratados. Esta última simulação (hipotética) foi chamada de “teste”.

Os valores atribuídos para o módulo de elasticidade (E) e para o coeficiente de Poisson (ν) foram baseados em estudos *in vitro* pregressos (LEMOS, TOMAZINI; MATHIAS, 2006; LEMOS, TOMAZINI, OLIVEIRA, 2009) e em dados que alimentaram outros modelos computacionais (NATARAJAN, WILLIAMS, ANDERSSON, 2006; 2004). A tabela 3 mostra as propriedades mecânicas utilizadas em cada simulação.

Tabela 3 – Propriedades mecânicas utilizadas para cada componente do modelo computacional em cada simulação.

	E [MPa]		ν		c [Kg/s]	
	NP	AF	NP	AF	NP	AF
HIDRATADO	1,0	2,56	0,49	0,4	4,7	4,7
DESIDRATADO	1,66	12,29	0,4	0,35	2,3	2,3
TESTE	1,0	2,56	0,49	0,4	2,3	2,3

E - módulo de elasticidade; ν - coeficiente de Poisson; c – coeficiente de amortecimento viscoso; NP – núcleo pulposo; AF – anulus fibroso.

4.8.1 Análise dos dados

Os resultados fornecidos pelo programa computacional foram analisados de forma comparativa entre as diversas simulações realizadas e relacionados com resultados obtidos em estudos *in vivo*, *in vitro* e de demais métodos computacionais.

Para uma melhor análise dos resultados, os valores numéricos foram baseados em elementos selecionados fora das áreas de contato, a fim de se evitar áreas de concentração de tensões o que não demonstra o real comportamento do disco intervertebral (DI).

4.9 Resultados e discussão

Cada simulação apresentou um tempo médio para solução de duas horas e o programa computacional não caracterizou em suas ferramentas de alerta nenhum tipo de erro e/ou inconsistência de dados.

A deformação das estruturas analisadas é uma forma de verificar a consistência dos dados obtidos na modelagem computacional. Quando se analisa a deformação radial do núcleo pulposo, principalmente na sua área de contato com o anulus fibroso, obteve-se uma deformação máxima de 0,34 mm. Por sua vez, quando se analisa a deformação na face interna do anulus fibroso, área de contato com o núcleo pulposo, obteve-se uma deformação máxima de 0,35 mm, na mesma região correspondente das duas estruturas, como mostra a figura 15. Estas análises foram feitas levando-se em consideração dois aspectos: baixa frequência (0,5 Hz) e ângulo de fase 0°.

Guo et al. (2005), utilizando-se de modelagem computacional de coluna vertebral lombar, com o programa *ANSYS*, obteve deformação de 0,4 mm quando essa foi submetida à carga axial de 400N, resultados similares aos obtidos neste estudo, levando-se em consideração que a alta densidade do corpo vertebral superior simula uma carga axial de aproximadamente 400N, que, por sua vez, corresponde a massa da parte superior do corpo humano (ROLHMANN et al., 2001).

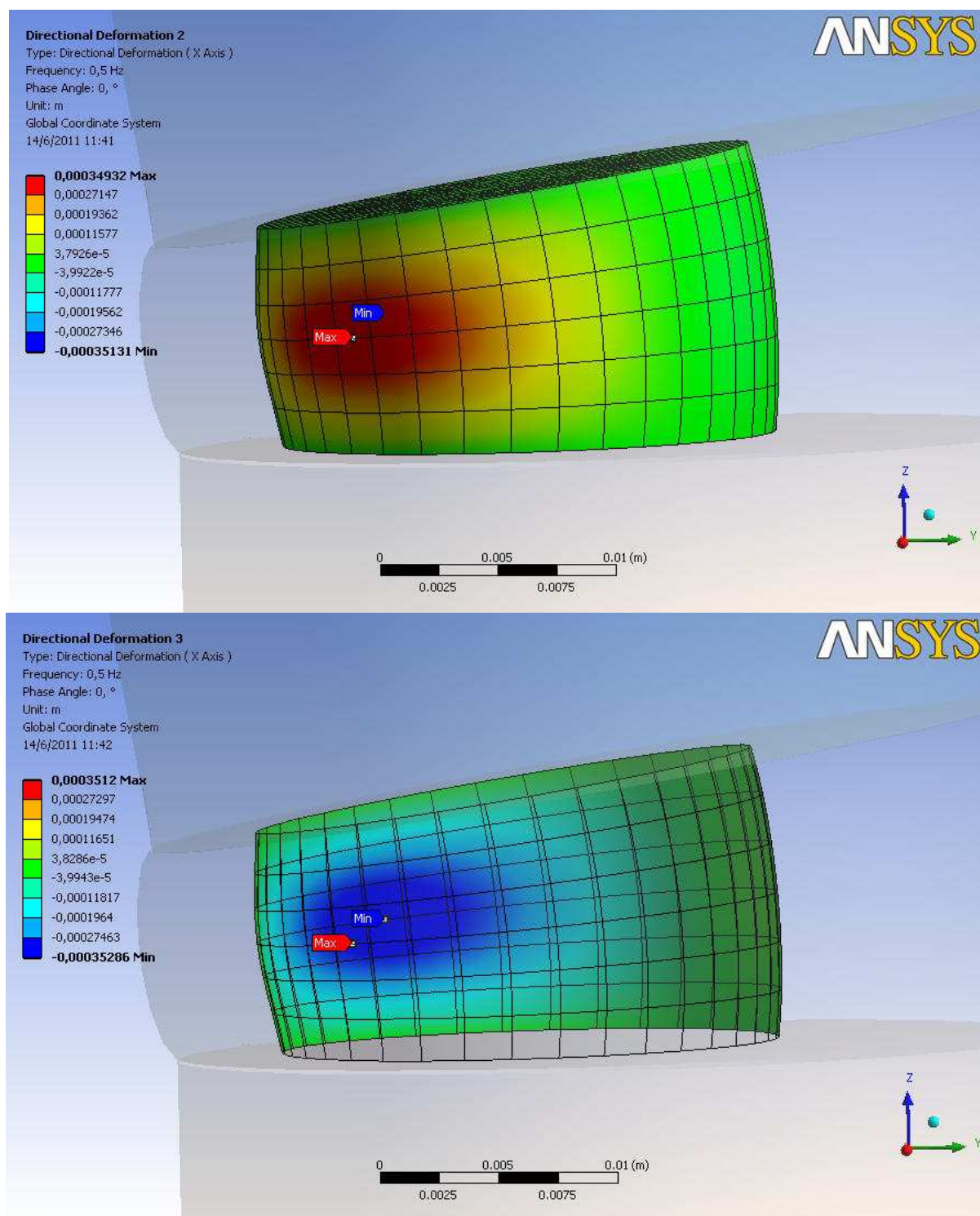


Figura 15 – Figura do ambiente ANSYS. Parte superior: deformação no núcleo pulposo (eixo X); Parte inferior: deformação na face interna do anulus fibroso (eixo X).

Ao analisar o comportamento do anulus fibroso, identificou-se que a tensão axial (eixo z) sofrera efeitos distintos na sua parte anterior e posterior, visto que na primeira os valores referentes à tensão foram negativos, indicativo de tensão de compressão, enquanto que na segunda (posterior), os valores foram positivos, indicativo de tensão

de tração. Tal comportamento é comumente observado quando a coluna vertebral sofre efeitos de momento fletor, tal qual utilizado nesta simulação. Em um clássico da biomecânica, WHITE, AUGUSTUS, PANJABI, (1990), mostraram como este processo ocorre, quando a coluna vertebral realiza movimentos de flexão. A figura 16 mostra os resultados obtidos da distribuição da tensão axial no anulus fibroso, no ambiente ANSYS e, logo abaixo, a resposta do disco intervertebral a um momento fletor.

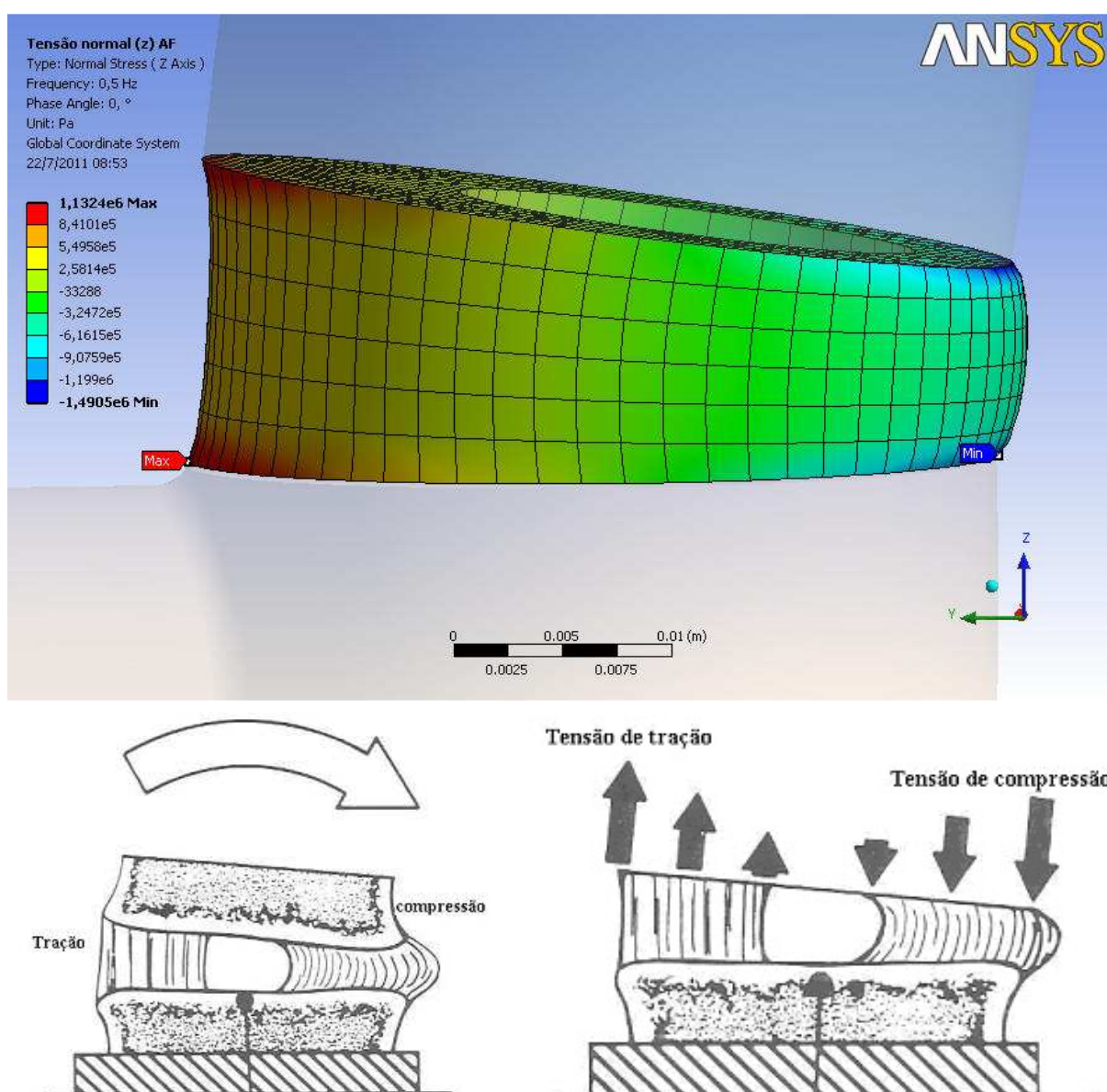


Figura 16 – Comportamento mecânico do anulus fibroso. Acima: tensão axial no anulus fibroso (ambiente ANSYS); abaixo: resposta do disco intervertebral a um momento fletor (Adaptado de White, Augustus, Panjabi, 1990).

O comportamento da tensão radial, tomada aqui como pressão intradiscal, em relação a frequência foi diferente para a simulação do disco intervertebral hidratado e desidratado. Pode-se observar que a frequência de ressonância aumentou de aproximadamente 4 Hz na simulação hidratada para aproximadamente 8 Hz na simulação desidratada. A magnitude da pressão intradiscal também apresentou diferenças nas duas simulações: na hidratada obteve-se um valor máximo de 0,14 MPa; enquanto que na desidratada, um valor máximo de 0,09 MPa. Observou-se, também, que a pressão intradiscal em baixas frequências, abaixo de 1 Hz, foi maior na simulação hidratada, com valores absolutos de 0,12 MPa e 0,05 MPa para as simulações hidratada e desidratada, respectivamente. A figura 17 mostra o comportamento da pressão intradiscal em relação à frequência nas duas simulações, hidratada e desidratada. Estas análises foram baseadas na resposta à frequência do núcleo pulposo no eixo X (radial).

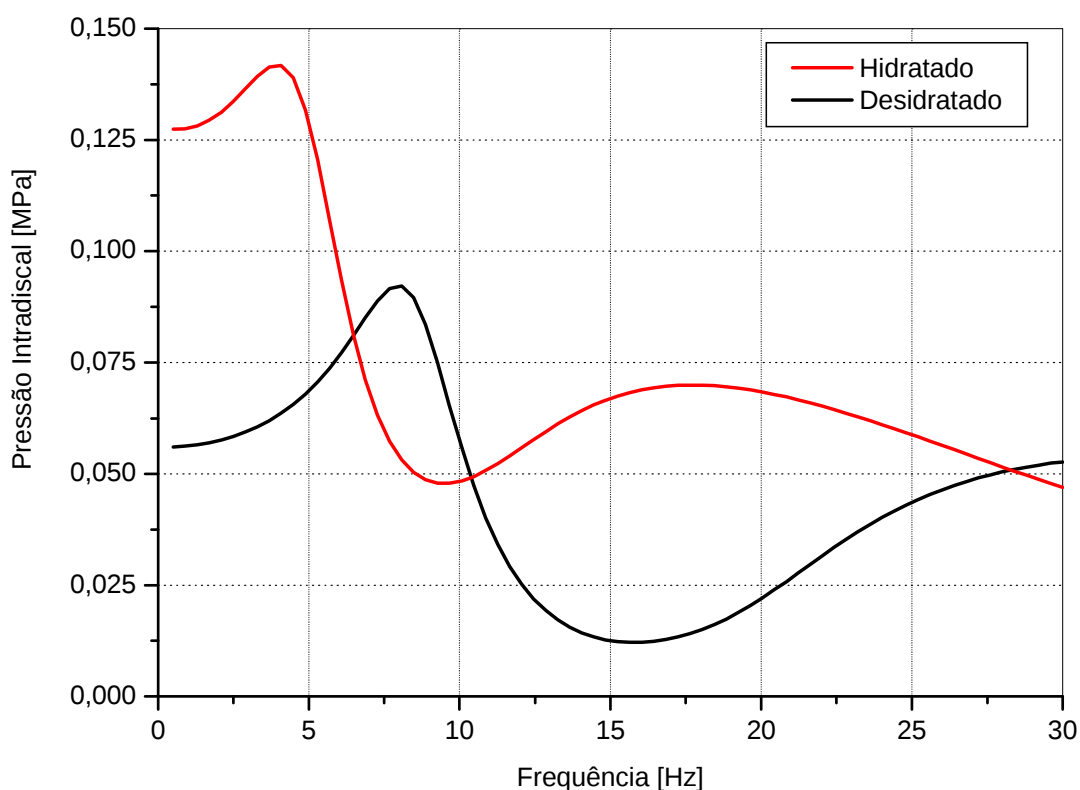


Figura 17 – Comportamento da pressão intradiscal (núcleo pulposo) em relação à frequência na simulação do disco intervertebral hidratado e desidratado.

Esta variação na frequência de ressonância entre o núcleo pulposo do disco intervertebral hidratado e desidratado deve-se ao fato da alteração nas propriedades mecânicas utilizadas para cada tipo de simulação, principalmente pelo aumento do módulo de elasticidade e do coeficiente de Poisson na simulação desidratada, pois, segundo HOSFORD (2006), a rigidez do material interfere diretamente na frequência de ressonância do mesmo, aumentando-a. Posteriormente, será mostrada a influência das demais propriedades mecânicas utilizadas nas simulações.

Embora tenha ocorrido uma variação nas frequências de ressonância, os valores obtidos foram compatíveis com dados encontrados para outras estruturas do corpo humano, tais como 4 a 7 Hz para o tronco (estrutura anatômica que engloba o tórax, o abdômen e a coluna vertebral) e de 2 a 10 Hz para a articulação do ombro (LIDA, 2005). A amplitude de valores justifica-se pelos diferentes materiais biológicos que compõem uma estrutura articular, tal qual a coluna vertebral, pois estes materiais têm propriedades diferentes e, conseqüentemente, frequências de ressonância distintas (LIDA, 2005).

KONG et al. (2003) identificaram em seu estudo de análise de vibrações com elementos finitos uma frequência de ressonância de aproximadamente 8 Hz, considerando todas as estruturas da coluna vertebral em conjunto. Vale lembrar que estas estruturas com comportamentos distintos atuam de forma conjunta, sendo, na maioria das vezes, desnecessária uma análise isolada (HALL, 2006).

O comportamento da tensão axial (eixo Z) no núcleo pulposo em relação à frequência foi similar ao relatado anteriormente, principalmente no que tange às frequências de ressonância das simulações hidratada e desidratada, permanecendo com valores próximos a 4 e 8 Hz.

Já a magnitude das tensões axiais obtidas em ambas as simulações, hidratada e desidratada, foram maiores que as mostradas para a tensão radial (pressão intradiscal), com valores de 0,21 MPa na simulação hidratada e 0,14 na simulação desidratada. A tabela 4 compara os valores obtidos nas diferentes situações supracitadas e a figura 18 mostra o comportamento comparativo destas mesmas situações.

Tabela 4 – Dados comparativos entre as tensões máximas obtidas no eixo x e eixo z, e suas respectivas frequências de ressonância.

	Tensão radial (eixo x) [MPa]	Tensão axial (eixo z) [MPa]	Frequência de ressonância [Hz]
Hidratado	0,14	0,21	4,08
Desidratado	0,09	0,14	8,07

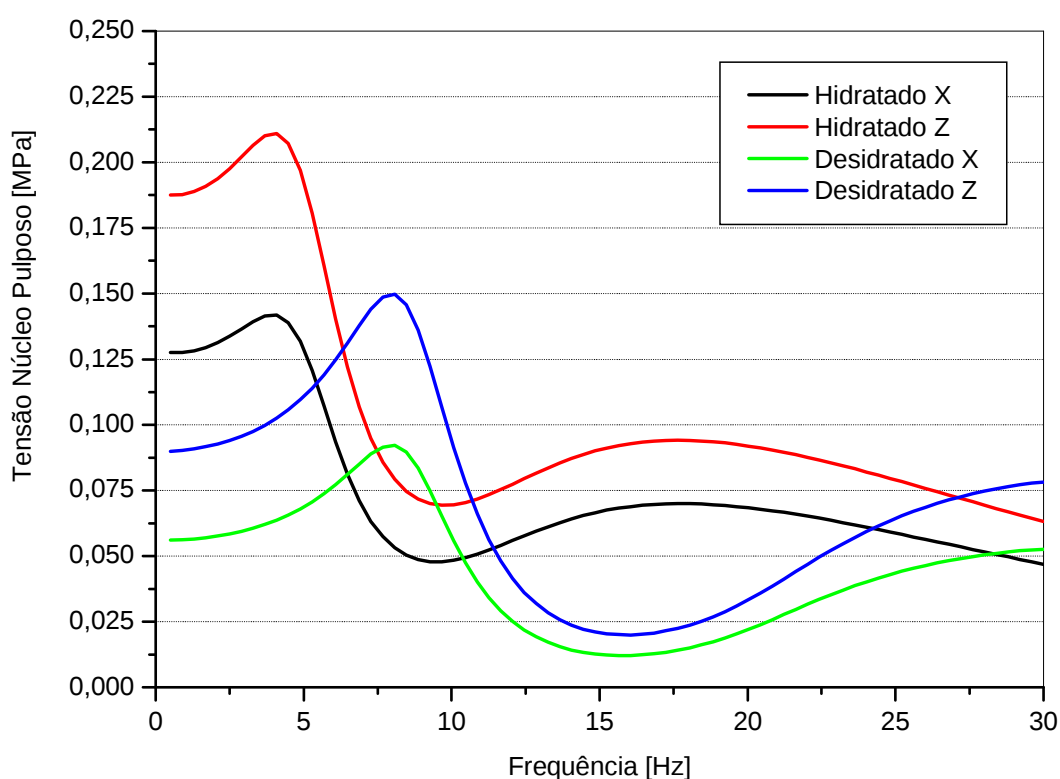


Figura 18 – Comportamento da tensão axial no núcleo pulposo em relação à frequência, nas simulações com o disco intervertebral hidratado e desidratado.

A maior pressão intradiscal obtida em discos intervertebrais hidratados do que em desidratados também foi observada em estudos realizados com (ROHLMANN et al., 2006 e HOLM et al., 2007). Este fato justifica-se pela diminuição da altura do disco intervertebral e pela perda da capacidade de dissipação de energia nos discos intervertebrais desidratados, já que o conteúdo de água do núcleo pulposo fornece a

característica fluida e consequentemente interfere na distribuição de forças (IATRIDIS et al., 1996).

SATO et al (1999), em um estudo *in vivo* em seres humanos, obteve valores da pressão intradiscal em discos intervertebrais com vários graus de degeneração. O comportamento da pressão intradiscal foi idêntico ao encontrado neste estudo, ou seja, os discos intervertebrais íntegros (hidratados) apresentaram maior pressão intradiscal do que os discos intervertebrais degenerados, como mostra o gráfico da figura 19.

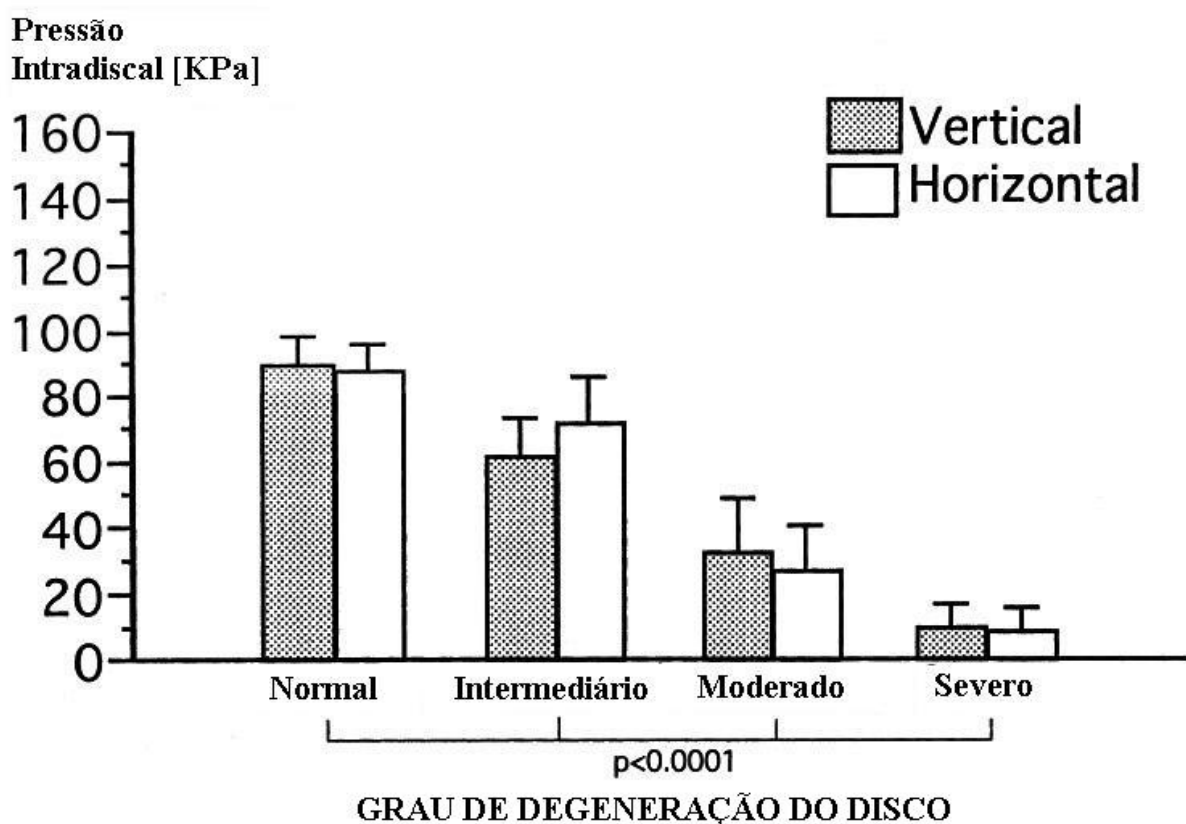


Figura 19 – Comportamento da pressão intradiscal em relação ao grau de degeneração do disco intervertebral (Adaptado de SATO et al, 1999).

Segundo ENDERLE; BLANCHARD; BRONZINO (2005), o corpo humano é, de uma maneira geral, mais sensível a vibrações na direção vertical, ou seja, no eixo z e que tal comportamento está intimamente ligado à frequência de ressonância. Como mostrado na tabela 4, a frequência de ressonância não apresentou diferença quando obtida através das análises nos eixos x e z; enquanto que os valores de pressão

intradiscal foram ligeiramente maiores quando esta foi analisada longitudinalmente, concordando com o autor.

Os valores da pressão intradiscal encontrados neste estudo estão dentro de uma faixa de valores encontrados em outros estudos, como o realizado por Wilke et al. (2001), onde um transdutor de pressão, em formato da agulha, foi inserido no disco intervertebral de um indivíduo e realizou-se a mensuração da pressão intradiscal em situações da vida diária. A figura 20 mostra os valores encontrados em duas situações, indicando que os resultados obtidos neste estudo de modelagem computacional apresentam-se coerentes.

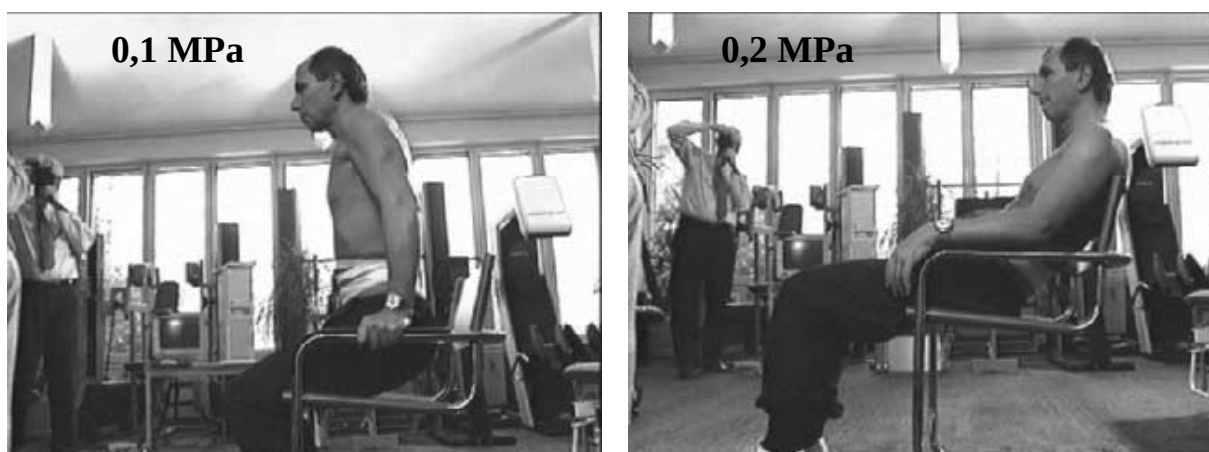


Figura 20 – Pressão intradiscal mensurada “in vivo” em duas situações: esquerda, levantando da cadeira; direita: sentado em uma postura inadequada (Adaptada de WILKE et al, 2001).

A realização de uma simulação alterando-se apenas os dados referentes ao amortecimento mostrou que a variação do coeficiente de amortecimento viscoso das estruturas do disco intervertebral (anulus fibroso e núcleo pulposo) interferiu sensivelmente apenas na magnitude da pressão intradiscal em detrimento à frequência de ressonância, corroborando com a hipótese descrita anteriormente que a variação da frequência de ressonância se dava pela alteração do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, já que a frequência de ressonância se manteve a mesma quando foram mantidas estas propriedades.

A pressão intradiscal máxima foi de 0,14 MPa na simulação hidratada, como já citado, e de 0,15 MPa na simulação chamada de “teste”, na qual foram alteradas apenas o coeficiente de amortecimento viscoso, que foi obtido na parte experimental

deste estudo. A figura 21 mostra as três situações simuladas: hidratada, desidratada e “teste”.

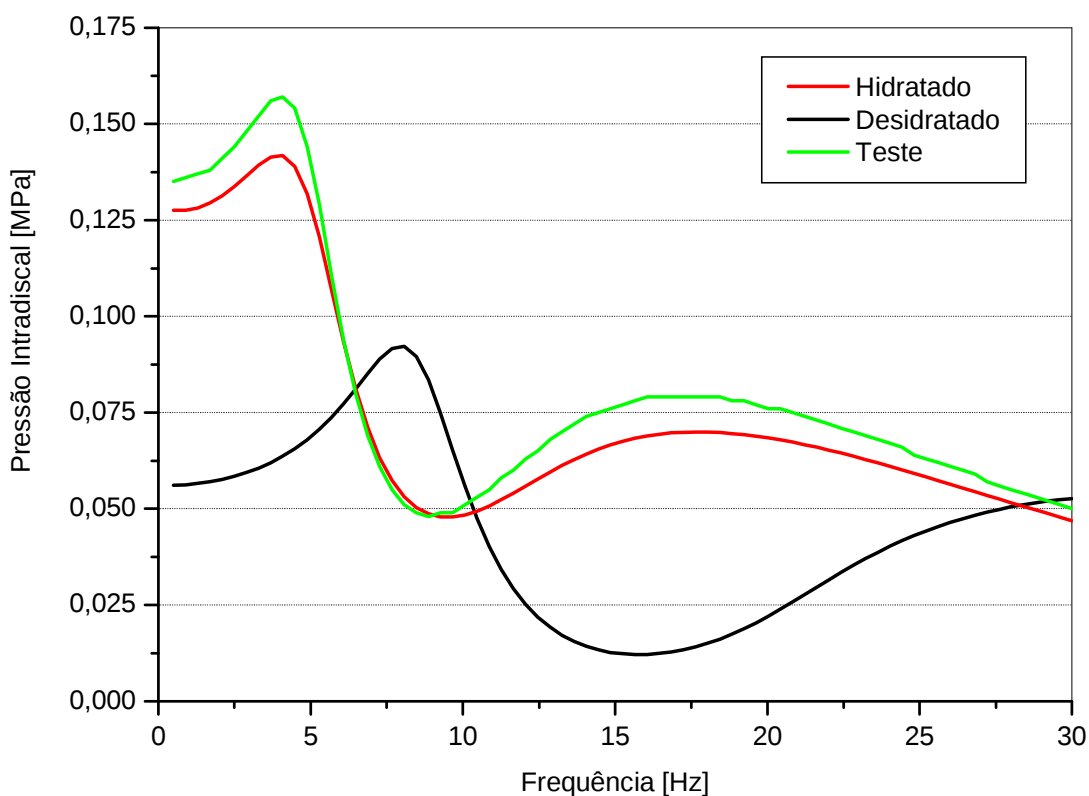


Figura 21 – Comportamento da pressão intradiscal em relação à frequência na simulação do disco intervertebral hidratado, desidratado e “teste”.

Tal comportamento vai ao encontro de teorias de sistemas amortecidos nas quais são evidenciadas um aumento da amplitude quando se diminui o fator de amortecimento (RAO, 2008, MEIROVITCH, 2001, INMAN, 2008).

KONG et al. (2003) demonstraram que quanto maior o fator de amortecimento menor será a transmissibilidade vertical de força. Tal comportamento é mostrado na figura 22 e são similares aos encontrados neste estudo.

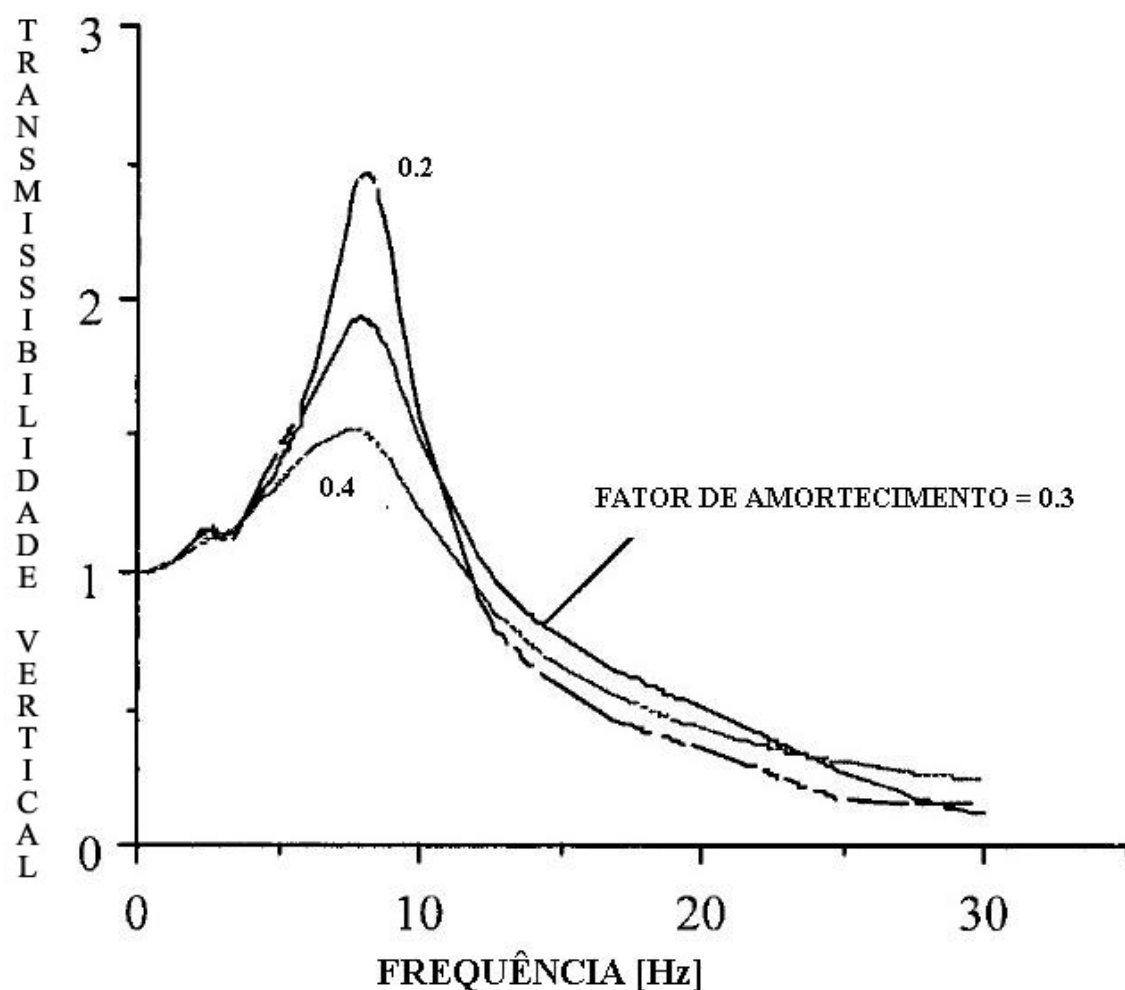


Figura 22 – Gráfico ilustrativo do comportamento vibratório da coluna vertebral (Adaptado de KONG et al, 2003).

A deformação axial (eixo Z) do núcleo pulposo apresentou o mesmo comportamento da pressão intradiscal, variando na frequência de ressonância e na amplitude da deformação. As frequências de ressonância para a simulação hidratada e desidratada mantiveram os mesmos valores: 4 e 8 Hz, respectivamente; e a amplitude da deformação foi sensivelmente maior na simulação hidratada, com valor máximo de 0,4 mm, enquanto na simulação desidratada este valor máximo foi de 0,29 mm. A figura 23 mostra o comportamento da deformação axial do núcleo pulposo em relação à frequência.

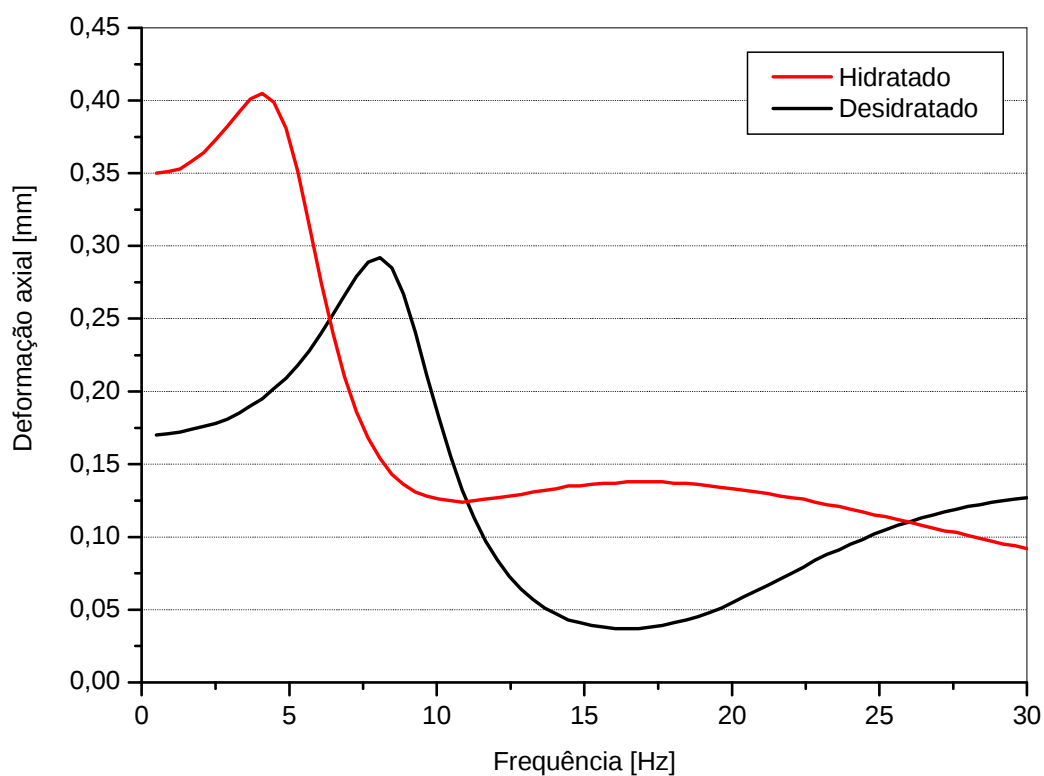


Figura 23 – Comportamento da deformação axial do núcleo pulposo em relação à frequência.

Como já citado anteriormente, esta amplitude de deformação foi a mesma encontrada em estudos de vibração na coluna vertebral (GUO et al., 2005).

5 CONCLUSÃO

O coeficiente de amortecimento viscoso obtido experimentalmente apresentou diferença estatisticamente significativa quando compararam-se discos intervertebrais hidratados e desidratados, demonstrando que esta propriedade é influenciada diretamente pelo processo de desidratação que corresponde à fase inicial da degeneração dos discos intervertebrais.

Este processo de desidratação altera simultaneamente outras propriedades mecânicas, tal como as relacionadas à rigidez que influencia na frequência de ressonância de cada material, especificamente do núcleo pulposo e, consequentemente, no comportamento do disco intervertebral. Alterações na frequência de ressonância interferem, por sua vez, na capacidade de resposta da articulação intervertebral aos esforços aplicados na coluna vertebral, podendo ser determinante em situações na qual esta articulação é submetida a vibrações de baixa e alta frequência.

A variação do coeficiente de amortecimento viscoso não interfere significativamente na pressão intradiscal quando a coluna vertebral é submetida a vibrações de baixa frequência, onde estão inseridas a maioria das atividades de vida diária. Em contrapartida, quando estas frequências alcançam valores entre 4 e 8 Hz, o aumento da rigidez e a diminuição do amortecimento podem contribuir para a perda da capacidade do disco intervertebral distribuir de forma fisiológica os esforços impostos à coluna vertebral.

A modelagem computacional da coluna vertebral, mesmo que realizada de forma simplificada e desconsiderando algumas variáveis que são de difícil simulação, pode ser uma ferramenta importante no estudo da biomecânica desta articulação, visto que se torna possível realizar estudos que seriam inexecutáveis tanto “*in vitro*” quanto “*in vivo*”, podendo assim propiciar a possibilidade de identificar o papel de cada propriedade mecânica e a resposta de cada material na ação fisiológica das estruturas do corpo humano.

Conclui-se, ainda, que a simulação computacional não substitui ensaios clínicos, experimentos com modelos humanos e animais e, tampouco, a utilização de

equipamentos de precisão, mas pode ser um forte aliado para a integração de dados obtidos nestas modalidades supracitadas.

Pode-se destacar como contribuição científica os dados sobre o coeficiente de amortecimento viscoso do disco intervertebral hidratado e desidratado, a influência da alteração das propriedades mecânicas no comportamento vibratório do disco intervertebral e a introdução de uma modelo computacional simplificado em um programa com interface mais amigável, podendo assim ser usado por profissionais da área de saúde.

REFERÊNCIAS

ADAMS, Vince; ASKENAZI, Abraham. **Building better products with finite element analysis**. Santa Fe: On Word Press, 1999, 587p.

ALOMARI, Raja S. **Computer aided diagnosis of intervertebral disc pathology in lumbar spine**. 2009. 110 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Computer Science and Engineering) – State University of New York, Buffalo, 2009.

ARANTES, Fernando J. S. **Estudo da pressão intradiscal na coluna lombar humana entre as vértebras L4 e L5 através do método dos elementos finitos**. 2009. 41 f. Trabalho de Graduação (Graduação em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2009.

ARJMAND, N. **Computational biomechanics of the human spine in static lifting tasks**. 2006. 281 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering) – University of Montreal, Montreal, 2006.

BIBBY, S. R. S. et al. The pathophysiology of the intervertebral disc. **Joint Bone Spine**, London, v. 68, n. 6, p. 537-542, dec. 2001.

CALLAGHAN, J. P.; MCGILL, S. M. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. **Clinical Biomechanics**, London, n. 16, p. 28-37, jan. 2001.

COSTI, J. J.; HEARN, T. C.; FAZZALARI, N. L. The effect of hydration on the stiffness of intervertebral discs in a ovine model. **Clinical Biomechanics**, London, v.17, p. 446-455, jul. 2002.

CRAWFORD, R. P.; KEAVENY, T. M. Relationship between axial and bending behaviors of the human thoracolumbar vertebra. **Spine**, New York, v. 29, n. 20, p. 2248-2255, oct. 2004.

CRISCO, J. J.; FUJITA, L.; SPENCINER, D. B. The dynamic flexion/extension properties of the lumbar spine in vitro using a novel pendulum system. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 12, p. 2767-2773, mar. 2007.

CULLMANN, A.; WÖLFEL, H. P. Design of an active vibration dummy of sitting man. **Clinical Biomechanics**, London, v. 16, suppl. 1, p. S64-S72, jan. 2001.

DEURSEN, D. L. et al. The effect of passive vertebral rotation on pressure in the nucleus pulposus. **Journal of Biomechanics**, London, n. 34, p. 405-408, mar. 2001a.

DEURSEN, D. L. et al. In vitro torsion-induced stress distribution changes in porcine intervertebral discs. **Spine**, New York, v. 26, n. 23, p. 2582–2586, dec. 2001b.

DOLAN, P.; ADAMS, M. A. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significances for modelling. **Clinical Biomechanics**, London, v. 16, suppl. 1, p. S8-S16, jan. 2001.

DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. **Tratado de anatomia veterinária**. 2. ed., Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1997.

EL-KHATIB, A.; GUILLON, F. Lumbar intradiscal pressure and whole-body vibration – first results. **Clinical Biomechanics**, v. 16, suppl. 1, p. S127-S134, jan. 2001.

ENDERLE, John; BLANCHARD, Susan; BRONZINO, Joseph. **Introduction to biomedical engineering**. 2nd ed. San Diego: Elsevier, 2005. 1118p.

FRITZ, M. Description of the relation between the forces acting in the lumbar spine and whole-body vibrations by means of transfer functions. **Clinical Biomechanics**, London, v. 15, n. 4, p. 234-240, may. 2000.

GOTO, Keisuke et al. Mechanical analysis of the lumbar vertebrae in a three-dimensional finite element method model in which intradiscal pressure in the nucleus pulposus was used to establish the model. **Journal of Orthopaedics Science**, Tokyo, v. 7, p. 243-246, 2002.

GREENE, Walter B. **Netter's orthopaedics**. 1st ed. London: Elsevier, 2006. 512p.

GREGORY, Diane E.; CALLAGHAN, Jack P. Does Vibration Influence the initiation of intervertebral disc herniation? **Spine**, New York, v. 36, n. 4, p. E225–E236, feb. 2011.

GUILAK, F. et al. Viscoelastic properties of intervertebral disc cells. **Spine**, New York, v. 24, n. 23, p. 2475-2483, dec. 1999.

GUO, L. X. et al. Vibration characteristics of the human spine under axial cyclic loads: effect of frequency and damping. **Spine**, v. 30, n. 6, p. 631-7, mar. 2005.

HALL, Susan J. **Basic Biomechanics**. 5th ed. New York: McGraw-Hill, 2006. 576p.

HANSSON, T. H.; KELLER, T. S.; SPENGLER, D. M. Mechanical behavior of the human lumbar spine. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 5, n. 6, p. 479-87, nov. 1987.

HOLM, S. et al. Intradiscal pressure in the degenerated porcine intervertebral disc. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, Stutgard ,v. 20, n. 1, p. 29-33, jan. 2007.

HOSFORD, William F. **Mechanical behavior of materials**. Cambridge: Cambridge Press, 2005. 425p.

IATRIDIS, J. C. Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? mechanical behavior of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc. **Spine**, New York, v. 21, n. 10, p. 1174-1184, may. 1996.

INMAN, Daniel J. **Engineering vibration**. 3rd. ed. New Jersey: Pearson, 2008. 669p.

IZAMBERT, O. et al. Dynamic stiffness and damping of human intervertebral disc using oscillatory displacement under a free mass system. **European Spine Journal**, Berlim, v. 12, n. 6, p. 562-566, dec. 2003.

JOHANNESSEN, W. et al. Intervertebral disc mechanics are restored following cyclic loading and unloaded recovery. **Annals of Biomedical Engineering**, Berlim, v. 32, n. 1, p. 70-6, jan. 2004.

KANAYAMA, M. et al. A cineradiographic study on the lumbar disc deformation during flexion and extension of the trunk. **Clinical Biomechanics**, London, v. 10, n. 4, p. 193-199, jun. 1995.

KONG, W. Z.; GOEL, V. K. Ability of a finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration. **Spine**, New York, v. 28, n. 17, p. 1961-1967, sep. 2003.

KUROKI, H. et al. Contributions of flexion-extension cyclic loads to the lumbar spinal segment stability following different discectomy procedures. **Spine**, v. 29, n. 3, p. E39-46, feb. 2004.

LEE, C. et al. Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model. **Spine**, New York, v. 25, n. 19, p. 2431-2439, oct. 2000.

LEMOS, Felipe F.; TOMAZINI, José E.; OLIVEIRA, Urbano G. Mechanical behavior of isolated intervertebral disc, **IFMBE Proceedings**, Heidelberg, v.25, p.2223-2226, aug. 2009.

LEMOS, Felipe F.; TOMAZINI, José E.; MATHIAS, Mauro H. Alternative method for obtained in vitro intradiscal pressure, **Journal of Biomechanics**, London, v.39, p.S479, jul. 2006.

LIDA, Itiro. **Ergonomia – projeto e produção**. 2. ed. São Paulo: Edgard Blucher, 2005. 614p.

LITTLE, J. S.; KHALSA, P. S. Human lumbar spine creep during cyclic and static flexion: creep rate, biomechanics, and facet joint capsule strain. **Annals of Biomedical Engineering**, Berlim, v. 33, n. 3, p. 391-401, mar. 2005.

LU, D. et al. Frequency-dependent changes in neuromuscular responses to cyclic lumbar flexion. **Journal of Biomechanics**, London, v.37, n. 6, p.845–855, jun. 2004.

MADENCI, E.; GUVEN, I. **The finite element method and applications in engineering using ansys**. Arizona: Springer, 2006. 686p.

MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M. J. Non-linear characteristics in the dynamic responses of seated subjects exposed to vertical whole-body vibration. **Journal of Biomechanical Engineering**, New York, v. 124, n. 5, p. 527-532, oct. 2002.

MEAKIN, J. R.; REDPATH, T. W.; HUKINS, D. W. L. The effect of partial removal of the nucleus pulposus from the intervertebral disc on the response of the human annulus fibrosus to compression. **Clinical Biomechanics**, London, v. 16, p. 121-128, feb. 2001.

MEIROVITCH, Leonard. **Fundamentals of vibrations**. Boston: McGraw-Hill, 2001. 806p.

MOAVENI, S. **Finite element analysis: theory and application with ansys**. New Jersey: Prentice Hall, 1999, 527p.

NABHANI, F.; WAKE, M. Computer modelling and stress analysis of the lumbar spine. **Journal of Materials Processing Technology**. London, v. 127, n. 1, pp. 40-47, sep. 2002.

NASHIF, A. D.; JONES, D. I. G.; HENDERSON, J. P. **Vibration damping**. New York: John Wiley & Sons, 1985. 453p.

NATARAJAN, Raghu N.; ANDERSSON, Gunnar B. J. The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. **Spine**, New York, v. 24, n. 18, pp. 1873-1881, sep. 1999.

NATARAJAN, Raghu N. et al. Effect of annular incision type on the change in biomechanical properties in a herniated lumbar intervertebral disc. **Journal of Biomechanical Engineering**, New York, v. 124, n. 2, pp. 229-236, apr. 2002.

NATARAJAN, Raghu N.; WILLIAMS, Jamie R.; ANDERSSON, Gunnar B. Recent advances in analytical modeling of lumbar disc degeneration. **Spine**, New York, v. 29, n. 23, pp. 2733-2741, dec. 2004.

NATARAJAN, Raghu N.; WILLIAMS, Jamie R.; ANDERSSON, Gunnar B. Modeling Changes in Intervertebral Disc Mechanics with Degeneration. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, London, v. 88-A, suppl. 2, pp. 36-40, jan. 2006.

NATARAJAN, Raghu N. et al. Biomechanical response of a lumbar intervertebral disc to manual lifting activities. **Spine**, New York, v. 33, n. 18, p. 1958-1965, aug. 2008.

O'CONNEL, Grace D.; EDWARD, Vresilovic J.; ELLIOTT, Dawn M. Comparison of animals used in disc research to human lumbar disc geometry. **Spine**, New York, v. 32, n. 3, p. 328-333, feb. 2007.

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano – estrutura e função**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2000.

PANKOKE, S.; HOFMANN, J.; WOEFEL, H. P. Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation. **Clinical Biomechanics**, v. 16, suppl. 1, p. S45-S56, jan. 2001.

PFLASTER, D. et al. Effect of test environment on intervertebral disc hydration. **Spine**, New York, v.22, n.2, p.133-139, jan. 1997.

RACE, A.; BROOM, N. D.; ROBERTSON, P. Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc. **Spine**, New York, v. 25, n. 6, p. 662–669, mar. 2000.

RAO, S. **Vibrações mecânicas**. 4. ed. São Paulo: Pearson, 2009. 424p.

ROHLMANN, A. et al. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. **Spine**, New York, v. 26, n. 24S, p. E557–E561, dec. 2001.

ROHLMANN, A. et al. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. **Journal of Biomechanics**. London, v. 39, n. 6, p. 981–989, apr. 2006.

ROHLMANN, A. et al. Realistic loading conditions for upper body bending. **Journal of Biomechanics**, London, v. 42, n. 7, p. 884-890, mar. 2009.

ROZUMALSKI, A. et al. The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. **Gait & Posture**, London, v. 28, n. 3, p. 378–384, oct. 2008.

SATO, K.; KIKUCHI, S.; YONEZAWA, T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. **Spine**, New York, v. 24, n. 23, p. 2468–2474, dec. 1999.

SHIRAZI-ADL, A. Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. **Journal of Biomechanics**, London, v. 39, n. 2, pp. 267-275, jan. 2006.

SMEATHERS, J. E.; JOANES, D. N. Dynamic compressive properties of human lumbar intervertebral joints: a comparison between fresh and thawed specimens. **Journal of Biomechanics**, v. 21, n. 5, p. 425-33, may. 1988.

STOKES, Ian A. F.; GARDNER-MORSE, Mack. Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness. **Journal of Biomechanics**, London, v. 28, n. 2, pp. 173-186, feb. 1995.

STOLARSKI, T.; NAKASONE, Y.; YOSHIMOTO, S. **Engineering analysis with ansys software**. Oxford: Elsevier, 2006. 456p.

TEO, E. C.; NG, H. W. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. **Medical Engineering & Physics**, London, v. 23, n. 3, p. 155–164, apr. 2001.

TOMAZINI, José E. **O método de kane aplicado a um modelo de corpo humano para obtenção da pressão intradiscal na coluna lombar**. 2009. 121 f. Tese (Livre-Docência) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2009.

TSAI, K. H.; LIN, R. M.; CHANG, G. L. Rate related fatigue injury of vertebral disc under axial cyclic loading in a porcine body-disc-body unit. **Clinical Biomechanics**, London, v. 13, suppl. 1, p. S32-S39, jan. 1998.

VIRTANEN, I. M. et al. Occupational and genetic risk factors associated with intervertebral disc disease. **Spine**, New York, v. 32, n. 10, p. 1129-1134, may. 2007.

WALSH, A. J.; LOTZ, J. C. Biological response of the intervertebral disc to dynamic loading. **Journal of Biomechanics**, London, n. 37, p. 329-337, mar. 2004.

WANG, Jaw-Lin et al. Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. **Spine**, New York, v. 25, n. 3, p. 310-318, feb. 2000.

WHITE III, AUGUSTUS, A.; PANJABI, M. **Clinical biomechanics of the spine**. 2nd ed, Philadelphia: Lippicott Willians & Wilkins, 1990.

WILKE, H. J. et al. Spinal segment range of motion as a function of in vitro test conditions: effects of exposure period, accumulated cycles, angular-deformation rate, and moisture condition. **The Anatomical Record**, Hoboken, n. 251, n. 1, p. 15-19, may. 1998.

WILKE, H. J. et al. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. **Clinical Biomechanics**, London, n. 16, suppl. 1, p. S111-S126, jan. 2001a.

WILKE, H. J. et al. ISSLS prize winner: a novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension. **Spine**, New York, v. 28, n. 23, p. 2585–2593, dec. 2003.

YAO, H. et al. Effects of swelling pressure and hydraulic permeability on dynamic compressive behavior of lumbar annulus fibrosus. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 30, n. 10, p. 1234-41, nov. 2002.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

ABBRECHT, P. H. The relationship between intervertebral disc degeneration and disc prolapse. **Spine**, New York, v. 26, n. 21, p. 2400-2403, nov. 2001.

ADAMS, M. A. et al. Effects of backward bending on lumbar intervertebral discs. **Spine**, New York, v. 25, n. 4, p. 431-437, feb. 2000a.

ADAMS, M. A. et al. Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. **Spine**, New York, v. 25, n. 13, p. 1625-1636, jul. 2000b.

ADAMS, M. A. et al. Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. **Spine**, New York, v. 21, n. 8, p. 434-438, feb. 1996.

AKAMARU, T. et al. Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignments. **Spine**, New York, v. 28, n. 14, p. 1560-1566, jul. 2003.

AULTMAN, C. D.; SCANNELL, J.; MCGILL, S. M. The direction of progressive herniation in porcine spine motion segments is influenced by the orientation of the bending axis. **Clinical Biomechanics**, London, v. 20, p. 126-129, feb. 2005.

BRUEHLMANN, S. B.; MATYAS, J. R.; DUNCAN, N. A. ISSLS prize winner: collagen fibril sliding governs cell mechanics in anulus fibrosus. **Spine**, New York, v. 29, n. 23, p. 2612-2620, dec. 2004.

CAMPBELL-KYUREGHYAN, N. H. **Computational analysis of the time dependent biomechanical behavior of the lumbar spine**. 2004. 274 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Biomedical Engineering) – Ohio State University, Columbus, 2004.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSON, G. B.; MARTIN, B. J. **Occupational Biomechanics**. 3rd ed. New York: John Wiley & Sons, 1999. 579p.

CHEN, W. et al. The effect of sagittal alignment on adjacent joint mobility after lumbar instrumentation – a biomechanical study of lumbar vertebrae in a porcine model. **Clinical Biomechanics**, London, v. 19, p. 763-768, oct. 2004.

CINOTTI, G. et al. Degenerative changes of porcine intervertebral disc induced by vertebral endplate injuries. **Spine**, New York, v. 30, n. 2, p. 174-180, jan. 2005.

DICKEY, J. P.; GILLESPIE, K. A. Representation of passive spinal element contributions to in vitro flexion-extension using a polynomial model: illustration using the porcine lumbar spine. **Journal of Biomechanics**, London, v. 36, p. 883-888, jul. 2003.

GILLESPIE, K. A. **Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension using a parallel linkage robot: a porcine model**. 2002. 102 f. Dissertation (Master of Science) - University of Guelph, Guelph, 2002.

GRAY, D. M. **A preliminary investigation to determine the effects of a crosslinking reagent on the fatigue resistance of the posterior annulus of the intervertebral disc**. 2002. 109 f. Thesis (Master of Science in Biomedical Engineering) - University of Southern California, Los Angeles, 2002.

HABERL, H. et al. Kinematic response of lumbar functional spinal units to axial torsion with and without superimposed compression and flexion/extension. **European Spine Journal**, Berlin, v.13, n. 6, p. 560-566, oct. 2004.

IATRIDIS, J. C. et al. Compression-induced changes in intervertebral disc properties in a rat tail model. **Spine**, New York, v. 24, n. 10, p. 996-1002, may. 1999.

JOSHI, A. B. **Mechanical behavior of the human intervertebral disc with polymeric hydrogel nucleus implant: an experimental and finite element study**. 2004. 197 f. Thesis (Doctor of Philosophy) - Drexel University, Philadelphia, 2004.

LEDET, E. H. et al. Direct real-time measurement of in vivo forces in the lumbar spine. **The Spine Journal**, London, v. 5, n. 1, p. 85-94, jan. 2005.

LEE, S. **Sudden load and the lower back effect of load application and lumbar support**. 2001. 173 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Biomedical Engineering) - University of Iowa, Iowa City, 2001.

LOTZ, J. C.; CHIN, J. R. Intervertebral disc cell death is dependent on the magnitude and duration of spinal loading. **Spine**, New York, v. 25, n. 12, p. 1477-1483, jun. 2000.

OLOYEDE, A.; BROOM, N. D.; MARTINEZ, J.B. Experimental factors governing the internal stress state of the intervertebral disc. **Medical Engineering & Physics**, London, v. 20, n. 8, p. 631-637, oct. 1998.

ÖZKAYA, N.; NORDIN, M. **Fundamentals of biomechanics**. 2nd ed. New York: Springer, 1999. 593p.

PALMER, E. I. **Mechanisms of load-induced intervertebral disc degeneration**. 2003. 118 f. Dissertation (Joint Doctor of Philosophy in Bioengineering) - University of California, Berkeley, 2003.

POLGA, D. J. et al. Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs. **Spine**, New York, v. 29, n. 12, p. 1320-1324, jun. 2004.

SHENG, B.; YI-KAI, L.; WEI-DONG, Z. Effect of simulating lumbar manipulations on lumbar nucleus pulposus pressures. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, London, v. 25, n. 5, p. 333-334, jun 2002.

SIMUNIC, D. I.; BROOM, N. D.; ROBERTSON, P. A. Biomechanical factors influencing nuclear disruption of the intervertebral disc. **Spine**, New York, v. 26, n. 11, p. 1223-1230, jun. 2001.

STEFFEN, T. et al. Lumbar intradiscal pressure measured in the anterior and posterolateral annular regions during asymmetrical loading. **Clinical Biomechanics**, London, v. 13, n. 7, p. 495-505, oct. 1998.

TAWACKOLI, W. et al. The effect of compressive axial preload on the flexibility of the thoracolumbar spine. **Spine**, New York, v. 29, n. 9, p. 988-993, may. 2004.

THOMPSON, R. E.; PEARCY, M. J.; BARKER, T. M. The mechanical effects of intervertebral disc lesions. **Clinical Biomechanics**, London, v. 19, n. 5, p. 448-455, jun. 2004.

TONG, S. **A mechanical model of the normal human spine**. 1999. 183 f. Thesis (Masters of Science in Mechanical Engineering) - University of Alberta, Edmonton, 1999.

WALSH, A. J. L. **Tissue remodeling in the intervertebral disc: response to dynamic loading and growth factors**. 2002. 110 f. Dissertation (Doctor of Philosophy in Bioengineering) - University of California, San Francisco and Berkeley, 2002.

WARNER, M. H. **Strain in the outer annulus fibrosus and ergonomic implications**. 2004. 120 f. Dissertation (Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering) - University of Utah, Utah, 2004.

WILKE, H. J. et al. Is it possible to simulate physiologic loading conditions by applying pure moments? **Spine**, New York, v. 26, n. 6, p. 636–642, mar. 2001b.

WILKE, H. J. et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, New York, v. 24, n. 8, p. 755–762, apr. 1999.

WILLIAMS, J. R. **Numerical investigation of lumbar disc injury under cyclic loading conditions**. 2004. 312 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Bioengineering) - University of Illinois, Chicago, 2004.

APÊNDICE A – Dados obtidos nos ensaios de obtenção “*in vitro*” do coeficiente de amortecimento viscoso

Tabela 5 – Planilha de resultados obtidos com os ensaios de unidades funcionais hidratadas.

		m [kg]	T [s]	X₁	X₂	δ	Wn [rad/s]	ξ	c [Kg/s]
1	H	0,034	0,015	0,246	0,058	1,448	418,879	0,225	6,397
	H	0,034	0,017	0,194	0,028	1,910	359,039	0,291	7,099
	H	0,034	0,015	0,118	0,039	1,109	418,879	0,174	4,950
2	H	0,034	0,0175	0,4912	0,208	0,859	359,039	0,136	3,308
	H	0,034	0,015	0,592	0,208	1,046	418,879	0,164	4,677
	H	0,034	0,015	0,588	0,2412	0,891	418,879	0,140	4,000
3	H	0,034	0,015	0,604	0,213	1,042	418,879	0,164	4,660
	H	0,034	0,015	0,646	0,303	0,756	418,879	0,119	3,401
	H	0,034	0,010	0,591	0,290	0,712	628,318	0,113	4,813
4	H	0,034	0,010	0,511	0,278	0,610	628,318	0,097	4,128
	H	0,034	0,010	0,443	0,227	0,670	628,318	0,106	4,530
	H	0,034	0,010	0,375	0,176	0,758	628,318	0,120	5,118
5	H	0,034	0,010	0,514	0,338	0,418	628,318	0,066	2,839
	H	0,034	0,010	0,568	0,314	0,593	628,318	0,094	4,013
	H	0,034	0,010	0,451	0,310	0,375	628,318	0,060	2,548

Continuação

		m [kg]	T [s]	X ₁	X ₂	δ	Wn [rad/s]	ξ	c [Kg/s]
6	H	0,034	0,020	0,209	0,051	1,408	314,159	0,219	4,670
	H	0,034	0,020	0,186	0,049	1,322	314,159	0,206	4,398
	H	0,034	0,020	0,173	0,051	1,219	314,159	0,190	4,068
7	H	0,034	0,020	0,324	0,107	1,106	314,159	0,173	3,704
	H	0,034	0,020	0,368	0,091	1,391	314,159	0,216	4,616
	H	0,034	0,020	0,441	0,092	1,569	314,159	0,242	5,174
8	H	0,034	0,022	0,601	0,153	1,367	279,253	0,213	4,037
	H	0,034	0,022	0,530	0,120	1,486	279,253	0,230	4,371
	H	0,034	0,022	0,560	0,116	1,569	279,253	0,242	4,600
9	H	0,034	0,015	0,220	0,043	1,626	418,879	0,251	7,136
	H	0,034	0,017	0,246	0,058	1,448	359,039	0,225	5,483
	H	0,034	0,015	0,194	0,028	1,910	418,879	0,291	8,283
10	H	0,034	0,0225	0,4864	0,0864	1,728	279,253	0,265	5,036
	H	0,034	0,025	0,4464	0,066	1,912	251,327	0,291	4,974
	H	0,034	0,025	0,522	0,1056	1,598	251,327	0,246	4,212

Tabela 6 – Planilha de resultados obtidos com os ensaios de unidades funcionais desidratadas.

		m [kg]	T [s]	X₁	X₂	δ	Wn [rad/s]	ξ	c [Kg/s]
1	D	0,034	0,020	0,125	0,042	1,083	314,159	0,170	3,628
	D	0,034	0,020	0,251	0,072	1,246	314,159	0,194	4,154
	D	0,034	0,017	0,149	0,082	0,592	359,039	0,094	2,288
2	D	0,034	0,015	0,4624	0,2504	0,613	418,879	0,097	2,767
	D	0,034	0,02	0,4924	0,1904	0,950	314,159	0,150	3,194
	D	0,034	0,02	0,4984	0,3052	0,490	314,159	0,078	1,662
3	D	0,034	0,0125	0,4432	0,2612	0,529	502,655	0,084	2,866
	D	0,034	0,015	0,3904	0,2123	0,609	418,879	0,097	2,749
	D	0,034	0,015	0,3376	0,1988	0,530	418,879	0,084	2,392
4	D	0,034	0,012	0,383	0,234	0,492	502,655	0,078	2,666
	D	0,034	0,010	0,530	0,322	0,496	628,318	0,079	3,361
	D	0,034	0,010	0,423	0,243	0,553	628,318	0,088	3,748
5	D	0,034	0,012	0,456	0,303	0,408	502,655	0,065	2,213
	D	0,034	0,010	0,527	0,395	0,288	628,318	0,046	1,958
	D	0,034	0,010	0,507	0,370	0,315	628,318	0,050	2,140

Continuação

		m [kg]	T [s]	X₁	X₂	δ	Wn [rad/s]	ξ	c [Kg/s]
6	D	0,034	0,020	0,264	0,154	0,539	314,159	0,086	1,827
	D	0,034	0,020	0,372	0,249	0,400	314,159	0,064	1,358
	D	0,034	0,020	0,348	0,174	0,693	314,159	0,110	2,342
7	D	0,034	0,017	0,252	0,146	0,546	359,039	0,087	2,115
	D	0,034	0,020	0,362	0,128	1,041	314,159	0,163	3,491
	D	0,034	0,020	0,290	0,140	0,730	314,159	0,115	2,464
8	D	0,034	0,020	0,318	0,134	0,864	314,159	0,136	2,911
	D	0,034	0,020	0,324	0,111	1,067	314,159	0,167	3,577
	D	0,034	0,020	0,331	0,197	0,518	314,159	0,082	1,754
9	D	0,034	0,020	0,251	0,072	1,246	314,159	0,194	4,154
	D	0,034	0,020	0,125	0,042	1,083	314,159	0,170	3,628
	D	0,034	0,020	0,188	0,057	1,189	314,159	0,186	3,971
10	D	0,034	0,020	0,335	0,235	0,354	314,159	0,056	1,203
	D	0,034	0,020	0,300	0,140	0,765	314,159	0,121	2,581
	D	0,034	0,020	0,346	0,142	0,893	314,159	0,141	3,006

APÊNDICE B – RELATÓRIO DE RESULTADOS EMITIDO PELO PROGRAMA COMPUTACIONAL ANSYS PARA A SIMULAÇÃO HIDRATADA



Project

First Saved	Monday, July 27, 2009
Last Saved	Friday, June 24, 2011
Product Version	11.0 Release

Geometry

TABLE 2
Model > Geometry

Object Name	Geometry
State	Fully Defined
Definition	
Source	C:\Users\fernando\Desktop\TG\Teste1\Teste2.agdb
Type	DesignModeler
Length Unit	Millimeters
Element Control	Program Controlled
Display Style	Part Color
Bounding Box	
Length X	4,6e-002 m
Length Y	8,2e-002 m
Length Z	7,15e-002 m
Properties	
Volume	1,1967e-004 m ³
Mass	80,015 kg
Statistics	
Bodies	4
Active Bodies	4
Nodes	17373
Elements	5001
Preferences	
Import Solid Bodies	Yes
Import Surface Bodies	Yes
Import Line Bodies	Yes
Parameter Processing	Yes
Personal Parameter Key	DS
CAD Attribute Transfer	No
Named Selection Processing	No
Material Properties Transfer	No
CAD Associativity	Yes
Import Coordinate Systems	No
Reader Save Part File	No
Import Using Instances	Yes
Do Smart Update	No
Attach File Via Temp File	No

Analysis Type	3-D
Mixed Import Resolution	None
Enclosure and Symmetry Processing	Yes

Model > Geometry > Comment

TABLE 3

Model > Geometry > Parts

Object Name	Disco	Nucleo	L4	L5
State	Meshed			
Graphics Properties				
Visible	Yes			
Transparency	0,6	1		
Definition				
Suppressed	No			
Material	Anulus Fibroso	Nucleo Pulposus	Vertebra	
Stiffness Behavior	Flexible			
Nonlinear Material Effects	Yes			
Coordinate System	Global Coordinate System			
Bounding Box				
Length X	4,6e-002 m	2,73e-002 m	4,6e-002 m	
Length Y	3,7e-002 m	2,08e-002 m	8,2e-002 m	
Length Z	1,13e-002 m		3,e-002 m	
Properties				
Volume	1,0066e-005 m³	5,0403e-006 m³	5,2284e-005 m³	
Mass	1,0569e-002 kg	5,1411e-003 kg	40, kg	
Centroid X	1,1718e-006 m	8,1978e-007 m	1,989e-006 m	
Centroid Y	1,818e-003 m	-3,6483e-003 m	9,4918e-003 m	
Centroid Z	5,65e-003 m		2,7469e-002 m	-1,4031e-002 m
Moment of Inertia Ip1	1,204e-006 kg·m²	1,9074e-007 kg·m²	1,8477e-002 kg·m²	
Moment of Inertia Ip2	1,9354e-006 kg·m²	2,8987e-007 kg·m²	6,676e-003 kg·m²	
Moment of Inertia Ip3	2,9159e-006 kg·m²	3,7214e-007 kg·m²	2,0163e-002 kg·m²	
Statistics				
Nodes	8067	4531	2270	2505
Elements	1566	924	1179	1332

Coordinate Systems

TABLE 4

Model > Coordinate Systems > Coordinate System

Model > Coordinate Systems > Coordinate System		
Object Name	Global Coordinate System	Cilindrico
State	Fully Defined	
Definition		
Type	Cartesian	Cylindrical
Ansys System Number	0,	
Ansys System		Program Controlled
Origin		
Origin X	0, m	
Origin Y	0, m	
Origin Z	0, m	5,65e-003 m
Define By		Global Coordinates
Location		Defined
Directional Vectors		
X Axis Data	[1, 0, 0,]	
Y Axis Data	[0, 1, 0,]	
Z Axis Data	[0, 0, 1,]	
Principal Axis		

Axis		X
Define By		Global X Axis
Orientation About Principal Axis		
Axis		Y
Define By		Default
Transformations		
Base Configuration		Absolute
Transformed Configuration		[0, 0, 5,65e-003]

Connections

TABLE 5
Model > Connections

Object Name	<i>Connections</i>
State	Fully Defined
Auto Detection	
Generate Contact On Update	Yes
Tolerance Type	Slider
Tolerance Slider	0,
Tolerance Value	2,953e-004 m
Face/Face	Yes
Face/Edge	No
Edge/Edge	No
Priority	Include All
Same Body Grouping	Yes
Revolute Joints	Yes
Fixed Joints	Yes
Transparency	
Enabled	Yes

TABLE 6
Model > Connections > Contact Regions

Object Name	<i>Bonded - Disco To Nucleo</i>	<i>Bonded - Disco To L4</i>	<i>Bonded - Disco To L5</i>	<i>Bonded - Nucleo To L4</i>	<i>Bonded - Nucleo To L5</i>
State	Fully Defined				
Scope					
Scoping Method	Geometry Selection				
Contact	1 Face				
Target	1 Face				
Contact Bodies	Disco			Nucleo	
Target Bodies	Nucleo	L4	L5	L4	L5
Definition					
Type	Bonded				
Scope Mode	Automatic				
Behavior	Symmetric				
Suppressed	No				
Advanced					
Formulation	Pure Penalty				
Normal Stiffness	Program Controlled				
Update Stiffness	Never				
Thermal Conductance	Program Controlled				
Pinball Region	Program Controlled				

TABLE 7
Model > Connections > Springs

Object Name	<i>Longitudinal - L5 To L4</i>	<i>Longitudinal - L5 To L4</i>	<i>Longitudinal - L5 To L4</i>
-------------	--------------------------------	--------------------------------	--------------------------------

State	Fully Defined	Suppressed	
Definition			
Type	Longitudinal		
Longitudinal Stiffness	5000, N/m	1,e+007 N/m	2,e+005 N/m
Longitudinal Damping	4,708 N-s/m	0, N-s/m	
Suppressed	No	Yes	
Scope			
Scope	Body-Body		
Scoping Method	Geometry Selection		
Reference			
Scope	8 Faces		
Body	L5		
Coordinate System	Global Coordinate System		
Reference X Coordinate	0, m		
Reference Y Coordinate	5,9e-002 m	2,e-002 m	0, m
Reference Z Coordinate	-5,e-003 m		-1,e-002 m
Reference Location	Defined		
Mobile			
Scope	8 Faces		
Body	L4		
Coordinate System	Global Coordinate System		
Mobile X Coordinate	0, m		
Mobile Y Coordinate	5,9e-002 m	2,e-002 m	0, m
Mobile Z Coordinate	2,5e-002 m		2,63e-002 m
Mobile Location	Defined		
Advanced			
Behavior	Rigid		
Pinball Region	All		

Mesh

TABLE 8
Model > Mesh

Object Name	<i>Mesh</i>
State	Solved
Defaults	
Physics Preference	Mechanical
Relevance	0
Advanced	
Relevance Center	Coarse
Element Size	2,e-003 m
Shape Checking	Standard Mechanical
Solid Element Midside Nodes	Program Controlled
Straight Sided Elements	No
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	Medium
Transition	Slow
Statistics	
Nodes	17373
Elements	5001

TABLE 9
Model > Mesh > Mesh Controls

Object Name	Face Sizing Disco	Face Sizing Nucleo	Body Sizing	Body Sizing 2
State	Fully Defined			
Scope				

Scoping Method	Geometry Selection		
Geometry	4 Faces	3 Faces	1 Body
Definition			
Suppressed	No		
Type	Element Size		
Element Size	2,e-003 m		1,e-002 m
Edge Behavior	Curv/Proximity Refinement		

Harmonic Response

TABLE 10
Model > Analysis

Object Name	<i>Harmonic Response</i>
State	Fully Defined
Definition	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Harmonic Response
Options	
Reference Temp	22, °C

TABLE 11
Model > Harmonic Response > Analysis Settings

Object Name	<i>Analysis Settings</i>
State	Fully Defined
Options	
Range Minimum	0,1 Hz
Range Maximum	30, Hz
Solution Intervals	75
Solution Method	Full
Output Controls	
Calculate Stress	Yes
Calculate Strain	Yes
Damping Controls	
Constant Damping Ratio	0,186
Beta Damping Define By	Direct Input
Beta Damping Value	7,e-003
Analysis Data Management	
Solver Files Directory	C:\Ansys 2011\Resposta harmônica hidratada 03 Simulation Files\Harmonic Response\
Future Analysis	None
Save ANSYS db	No
Delete Unneeded Files	Yes

TABLE 12
Model > Harmonic Response > Loads

Object Name	Moment	Fixed Support	Force
State	Fully Defined		Suppressed
Scope			
Scoping Method	Geometry Selection		
Geometry	1 Face		
Definition			
Define By	Components		Components
Type	Moment	Fixed Support	Force
Coordinate System	Global Coordinate System		Cilindrico
X Component	10, N·m		0, N

Y Component	0, N·m		0, N
Z Component	0, N·m		-400, N
Suppressed	No		Yes
Behavior	Deformable		
Phase Angle			0, °

Solution

TABLE 13
Model > Harmonic Response > Solution

Object Name	<i>Solution</i>
State	Solved
Adaptive Mesh Refinement	
Max Refinement Loops	1,
Refinement Depth	2,

TABLE 14
Model > Harmonic Response > Solution > Solution Information

Object Name	<i>Solution Information</i>
State	Solved
Solution Information	
Solution Output	Solver Output
Newton-Raphson Residuals	0
Update Interval	2,5 s
Display Points	All

TABLE 15
Model > Harmonic Response > Solution > Results

Object Name	Tensão normal (x) NP	Tensão normal (x) AF	Tensão normal (z) AF	Deformação radial (x) NP	Deformação radial (x) face interna AF
State	Solved				
Scope					
Geometry	1 Body				1 Face
Definition					
Type	Normal Stress			Directional Deformation	
Orientation	X Axis		Z Axis	X Axis	
Frequency	0,5 Hz				
Phase Angle	0, °				
Coordinate System	Global Coordinate System				
Results					
Minimum	-4,0043e+005 Pa	-8,0926e+005 Pa	-1,4905e+006 Pa	-3,5131e-004 m	-3,5286e-004 m
Maximum	2,5286e+005 Pa	6,2117e+005 Pa	1,1324e+006 Pa	3,4932e-004 m	3,512e-004 m
Information					
Reported Frequency	0,5 Hz				

TABLE 16
Model > Harmonic Response > Solution > Result Charts

Object Name	Resposta a frequência - tensão radial (x) NP	Resposta a frequência - deformação axial (z) NP	Resposta a frequência - tensão axial (z) NP
State	Solved		
Scope			
Geometry	1 Face		
Spatial Resolution	Use Average		
Definition			
Type	Normal Stress	Directional Deformation	Normal Stress

Orientation	X Axis	Z Axis	
Options			
Frequency Range	Use Parent		
Minimum Frequency	0,1 Hz		
Maximum Frequency	30, Hz		
Display	Amplitude		Bode
Results			
Maximum Amplitude	1,418e+005 Pa	4,0457e-004 m	2,1099e+005 Pa
Frequency	4,0867 Hz		
Phase Angle	118,74 °	117,6 °	118,4 °
Real	-68174 Pa	-1,8745e-004 m	-1,0036e+005 Pa
Imaginary	1,2434e+005 Pa	3,5853e-004 m	1,8559e+005 Pa

Material Data

Anulus Fibroso

TABLE 17
Anulus Fibroso > Constants

Structural	
Young's Modulus	2,56e+006 Pa
Poisson's Ratio	0,4
Density	1050, kg/m ³
Constant Damping Coefficient	0,186

Nucleo Pulposi

TABLE 18
Nucleo Pulposi > Constants

Structural	
Young's Modulus	1,26e+006 Pa
Poisson's Ratio	0,49
Density	1020, kg/m ³
Constant Damping Coefficient	0,186

Vertebra

TABLE 19
Vertebra > Constants

Structural	
Young's Modulus	1,2e+010 Pa
Poisson's Ratio	0,25
Density	7,6505e+005 kg/m ³

APÊNDICE C – RELATÓRIO DE RESULTADOS EMITIDO PELO PROGRAMA COMPUTACIONAL ANSYS PARA A SIMULAÇÃO DESIDRATADA



Project

First Saved	Monday, July 27, 2009
Last Saved	Saturday, June 25, 2011
Product Version	11.0 Release

Geometry

TABLE 2
Model > Geometry

Object Name	Geometry
State	Fully Defined
Definition	
Source	C:\Users\fernando\Desktop\TG\Teste1\Teste2.agdb
Type	DesignModeler
Length Unit	Millimeters
Element Control	Program Controlled
Display Style	Part Color
Bounding Box	
Length X	4,6e-002 m
Length Y	8,2e-002 m
Length Z	7,15e-002 m
Properties	
Volume	1,1967e-004 m ³
Mass	80,015 kg
Statistics	
Bodies	4
Active Bodies	4
Nodes	17373
Elements	5001
Preferences	
Import Solid Bodies	Yes
Import Surface Bodies	Yes
Import Line Bodies	Yes
Parameter Processing	Yes
Personal Parameter Key	DS
CAD Attribute Transfer	No
Named Selection Processing	No
Material Properties Transfer	No
CAD Associativity	Yes
Import Coordinate Systems	No
Reader Save Part File	No
Import Using Instances	Yes
Do Smart Update	No

Attach File Via Temp File	No
Analysis Type	3-D
Mixed Import Resolution	None
Enclosure and Symmetry Processing	Yes

Model > Geometry > Comment

TABLE 3
Model > Geometry > Parts

Object Name	Disco	Nucleo	L4	L5
State	Meshed			
Graphics Properties				
Visible	Yes			
Transparency	0,6	1		
Definition				
Suppressed	No			
Material	Anulus Fibroso	Nucleo Pulposo	Vertebra	
Stiffness Behavior	Flexible			
Nonlinear Material Effects	Yes			
Coordinate System	Global Coordinate System			
Bounding Box				
Length X	4,6e-002 m	2,73e-002 m	4,6e-002 m	
Length Y	3,7e-002 m	2,08e-002 m	8,2e-002 m	
Length Z	1,13e-002 m		3,e-002 m	
Properties				
Volume	1,0066e-005 m³	5,0403e-006 m³	5,2284e-005 m³	
Mass	1,0569e-002 kg	5,1411e-003 kg	40, kg	
Centroid X	1,1718e-006 m	8,1978e-007 m	1,989e-006 m	
Centroid Y	1,818e-003 m	-3,6483e-003 m	9,4918e-003 m	
Centroid Z	5,65e-003 m		2,7469e-002 m	-1,4031e-002 m
Moment of Inertia Ip1	1,204e-006 kg·m²	1,9074e-007 kg·m²	1,8477e-002 kg·m²	
Moment of Inertia Ip2	1,9354e-006 kg·m²	2,8987e-007 kg·m²	6,676e-003 kg·m²	
Moment of Inertia Ip3	2,9159e-006 kg·m²	3,7214e-007 kg·m²	2,0163e-002 kg·m²	
Statistics				
Nodes	8067	4531	2270	2505
Elements	1566	924	1179	1332

Coordinate Systems

TABLE 4
Model > Coordinate Systems > Coordinate System

Model > Coordinate Systems > Coordinate System		
Object Name	Global Coordinate System	Cilindrico
State	Fully Defined	
Definition		
Type	Cartesian	Cylindrical
Ansys System Number	0,	
Ansys System		Program Controlled
Origin		
Origin X	0, m	
Origin Y	0, m	
Origin Z	0, m	5,65e-003 m
Define By		Global Coordinates
Location		Defined

Directional Vectors		
X Axis Data	[1, 0, 0,]	
Y Axis Data	[0, 1, 0,]	
Z Axis Data	[0, 0, 1,]	
Principal Axis		
Axis		X
Define By		Global X Axis
Orientation About Principal Axis		
Axis		Y
Define By		Default
Transformations		
Base Configuration		Absolute
Transformed Configuration		[0, 0, 5,65e-003]

Connections

TABLE 5
Model > Connections

Object Name	<i>Connections</i>
State	Fully Defined
Auto Detection	
Generate Contact On Update	Yes
Tolerance Type	Slider
Tolerance Slider	0,
Tolerance Value	2,953e-004 m
Face/Face	Yes
Face/Edge	No
Edge/Edge	No
Priority	Include All
Same Body Grouping	Yes
Revolute Joints	Yes
Fixed Joints	Yes
Transparency	
Enabled	Yes

TABLE 6
Model > Connections > Contact Regions

Object Name	<i>Bonded - Disco To Nucleo</i>	<i>Bonded - Disco To L4</i>	<i>Bonded - Disco To L5</i>	<i>Bonded - Nucleo To L4</i>	<i>Bonded - Nucleo To L5</i>
State	Fully Defined				
Scope					
Scoping Method	Geometry Selection				
Contact	1 Face				
Target	1 Face				
Contact Bodies	Disco			Nucleo	
Target Bodies	Nucleo	L4	L5	L4	L5
Definition					
Type	Bonded				
Scope Mode	Automatic				
Behavior	Symmetric				
Suppressed	No				
Advanced					
Formulation	Pure Penalty				

Normal Stiffness	Program Controlled
Update Stiffness	Never
Thermal Conductance	Program Controlled
Pinball Region	Program Controlled

TABLE 7
Model > Connections > Springs

Object Name	Longitudinal - L5 To L4		Longitudinal - L5 To L4		Longitudinal - L5 To L4	
State	Fully Defined		Suppressed			
Definition						
Type	Longitudinal					
Longitudinal Stiffness	5000, N/m		1,e+007 N/m		2,e+005 N/m	
Longitudinal Damping	2,7 N·s/m		0, N·s/m			
Suppressed	No		Yes			
Scope						
Scope	Body-Body					
Scoping Method	Geometry Selection					
Reference						
Scope	8 Faces					
Body	L5					
Coordinate System	Global Coordinate System					
Reference X Coordinate	0, m					
Reference Y Coordinate	5,9e-002 m		2,e-002 m		0, m	
Reference Z Coordinate	-5,e-003 m				-1,e-002 m	
Reference Location	Defined					
Mobile						
Scope	8 Faces					
Body	L4					
Coordinate System	Global Coordinate System					
Mobile X Coordinate	0, m					
Mobile Y Coordinate	5,9e-002 m		2,e-002 m		0, m	
Mobile Z Coordinate	2,5e-002 m				2,63e-002 m	
Mobile Location	Defined					
Advanced						
Behavior	Rigid					
Pinball Region	All					

Mesh

TABLE 8
Model > Mesh

Object Name	Mesh
State	Solved
Defaults	
Physics Preference	Mechanical
Relevance	0
Advanced	
Relevance Center	Coarse
Element Size	2,e-003 m
Shape Checking	Standard Mechanical
Solid Element Midside Nodes	Program Controlled
Straight Sided Elements	No

Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	Medium
Transition	Slow
Statistics	
Nodes	17373
Elements	5001

TABLE 9
Model > Mesh > Mesh Controls

Object Name	Face Sizing Disco	Face Sizing Nucleo	Body Sizing	Body Sizing 2
State	Fully Defined			
Scope				
Scoping Method	Geometry Selection			
Geometry	4 Faces	3 Faces	1 Body	
Definition				
Suppressed	No			
Type	Element Size			
Element Size	2,e-003 m		1,e-002 m	
Edge Behavior	Curv/Proximity Refinement			

Harmonic Response

TABLE 10
Model > Analysis

Object Name	<i>Harmonic Response</i>
State	Fully Defined
Definition	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Harmonic Response
Options	
Reference Temp	22, °C

TABLE 11
Model > Harmonic Response > Analysis Settings

Object Name	<i>Analysis Settings</i>
State	Fully Defined
Options	
Range Minimum	0,1 Hz
Range Maximum	30, Hz
Solution Intervals	75
Solution Method	Full
Output Controls	
Calculate Stress	Yes
Calculate Strain	Yes
Damping Controls	
Constant Damping Ratio	0,111
Beta Damping Define By	Direct Input
Beta Damping Value	1,e-003
Analysis Data Management	
Solver Files Directory	C:\Ansys 2011\Resposta harmônica desidratada-rígida 03 Simulation Files\Harmonic Response\

Future Analysis	None
Save ANSYS db	No
Delete Unneeded Files	Yes

TABLE 12
Model > Harmonic Response > Loads

Object Name	Moment	Fixed Support	Force
State	Fully Defined		Suppressed
Scope			
Scoping Method	Geometry Selection		
Geometry	1 Face		
Definition			
Define By	Components		Components
Type	Moment	Fixed Support	Force
Coordinate System	Global Coordinate System		Global Coordinate System
X Component	10, N·m		0, N
Y Component	0, N·m		0, N
Z Component	0, N·m		-400, N
Suppressed	No		Yes
Behavior	Deformable		
Phase Angle			0, °

Solution

TABLE 13
Model > Harmonic Response > Solution

Object Name	<i>Solution</i>
State	Solved
Adaptive Mesh Refinement	
Max Refinement Loops	1,
Refinement Depth	2,

TABLE 14
Model > Harmonic Response > Solution > Solution Information

Object Name	<i>Solution Information</i>
State	Solved
Solution Information	
Solution Output	Solver Output
Newton-Raphson Residuals	0
Update Interval	2,5 s
Display Points	All

TABLE 15
Model > Harmonic Response > Solution > Results

Object Name	<i>Tensão normal (x) NP</i>	<i>Tensão normal (x) AF</i>	<i>Tensão normal (z) AF</i>	<i>Deformação radial (x) NP</i>	<i>Deformação radial (x) face interna AF</i>
State	Solved				
Scope					
Geometry	1 Body				1 Face
Definition					
Type	Normal Stress			Directional Deformation	
Orientation	X Axis		Z Axis	X Axis	

Frequency	0,5 Hz				
Phase Angle	0, °				
Coordinate System	Global Coordinate System				
Results					
Minimum	-1,5932e+005 Pa	-1,058e+006 Pa	-2,3593e+006 Pa	-2,5805e-005 m	-2,5914e-005 m
Maximum	81703 Pa	8,6503e+005 Pa	1,8773e+006 Pa	2,4699e-005 m	2,5123e-005 m
Information					
Reported Frequency	0,5 Hz				

TABLE 16
Model > Harmonic Response > Solution > Result Charts

Object Name	Resposta a frequência - tensão radial (x) NP	Resposta a frequência - deformação axial (z) NP	Resposta à frequência - tensão axial (z) NP
State	Solved		
Scope			
Geometry	1 Face		
Spatial Resolution	Use Average		
Definition			
Type	Normal Stress	Directional Deformation	Normal Stress
Orientation	X Axis	Z Axis	
Options			
Frequency Range	Use Parent		
Minimum Frequency	0,1 Hz		
Maximum Frequency	30, Hz		
Display	Amplitude		Bode
Results			
Maximum Amplitude	92183 Pa	2,9211e-004 m	1,4981e+005 Pa
Frequency	8,0733 Hz		
Phase Angle	109,68 °	108,33 °	109,31 °
Real	-31040 Pa	-9,1876e-005 m	-49549 Pa
Imaginary	86800 Pa	2,7728e-004 m	1,4138e+005 Pa

Material Data

Anulus Fibroso

TABLE 17
Anulus Fibroso > Constants

Structural	
Young's Modulus	2,e+011 Pa
Poisson's Ratio	0,3
Density	7850, kg/m ³
Thermal Expansion	1,2e-005 1/°C
Tensile Yield Strength	2,5e+008 Pa

Nucleo Pulposo

TABLE 23
Nucleo Pulposo > Constants

Structural	
Young's Modulus	1,66e+006 Pa
Poisson's Ratio	0,4
Density	1020, kg/m ³
Constant Damping Coefficient	0,111

Vertebra

TABLE 24
Vertebra > Constants

Structural	
Young's Modulus	1,2e+010 Pa
Poisson's Ratio	0,3
Density	7,6505e+005 kg/m ³

APÊNDICE D – PLANILHA DE DADOS REFERENTES AOS RESULTADOS OBTIDOS NAS SIMULAÇÕES DE RESPOSTA A FREQUÊNCIA

Tabela 7 – Resultados obtidos nas simulações de resposta a frequência.

Freq [Hz]	TxH	TxD	TxT	TzH	TzD	DzH	DzD
0,49867	0,12748	0,05603	0,08999	0,135	0,18756	0,35	0,17
0,89733	0,12752	0,05621	0,0903	0,136	0,18771	0,351	0,171
1,296	0,12818	0,05654	0,09083	0,137	0,1888	0,353	0,172
1,6947	0,12944	0,05701	0,0916	0,138	0,19083	0,358	0,174
2,0933	0,1313	0,05763	0,09263	0,141	0,19379	0,364	0,176
2,492	0,1337	0,05842	0,09392	0,144	0,19758	0,373	0,178
2,8907	0,13648	0,0594	0,09553	0,148	0,20199	0,382	0,181
3,2893	0,13929	0,06058	0,09746	0,152	0,20649	0,392	0,185
3,688	0,14144	0,06198	0,09978	0,156	0,21006	0,401	0,19
4,0867	0,1418	0,06366	0,10252	0,157	0,21099	0,405	0,195
4,4853	0,13894	0,06562	0,10575	0,154	0,20713	0,399	0,202
4,884	0,13182	0,06792	0,10953	0,144	0,19689	0,381	0,209
5,2827	0,12067	0,0706	0,11393	0,129	0,18056	0,351	0,218
5,6813	0,10718	0,07369	0,119	0,111	0,16064	0,314	0,228
6,08	0,09353	0,07719	0,12476	0,094	0,14034	0,275	0,24
6,4787	0,08128	0,08105	0,13112	0,08	0,12204	0,24	0,253
6,8773	0,07116	0,08508	0,13778	0,069	0,10683	0,21	0,266
7,276	0,06326	0,08885	0,14405	0,061	0,09484	0,186	0,279
7,6747	0,05736	0,09159	0,14866	0,055	0,08579	0,168	0,289
8,0733	0,05315	0,09218	0,14981	0,051	0,0792	0,154	0,292
8,472	0,05034	0,08959	0,14578	0,049	0,07462	0,143	0,285
8,8707	0,04866	0,08354	0,13613	0,048	0,07167	0,136	0,267
9,2693	0,04789	0,07492	0,12227	0,049	0,07001	0,131	0,241
9,668	0,04785	0,06525	0,10666	0,049	0,06938	0,128	0,211
10,067	0,0484	0,05583	0,09141	0,051	0,06958	0,126	0,182
10,465	0,0494	0,0474	0,07773	0,053	0,07041	0,125	0,155
10,864	0,05075	0,04018	0,06601	0,055	0,07174	0,124	0,132
11,263	0,05234	0,03416	0,05622	0,058	0,07342	0,125	0,113

Continuação

Freq [Hz]	TxH	TxD	TxT	TzH	TzD	DzH	DzD
11,661	0,05408	0,02921	0,04816	0,06	0,07534	0,126	0,097
12,06	0,0559	0,02516	0,04156	0,063	0,07741	0,127	0,084
12,459	0,05773	0,02188	0,03621	0,065	0,07952	0,128	0,073
12,857	0,05952	0,01924	0,03188	0,068	0,0816	0,129	0,064
13,256	0,06121	0,01714	0,02844	0,07	0,0836	0,131	0,057
13,655	0,06278	0,01549	0,02573	0,072	0,08547	0,132	0,051
14,053	0,0642	0,01424	0,02366	0,074	0,08718	0,133	0,047
14,452	0,06547	0,01332	0,02213	0,075	0,08871	0,135	0,043
14,851	0,06657	0,01269	0,02105	0,076	0,09004	0,135	0,041
15,249	0,0675	0,01231	0,02038	0,077	0,09116	0,136	0,039
15,648	0,06828	0,01215	0,02004	0,078	0,0921	0,137	0,038
16,047	0,06889	0,01218	0,02001	0,079	0,09284	0,137	0,037
16,445	0,06936	0,0124	0,02025	0,079	0,0934	0,138	0,037
16,844	0,06969	0,0128	0,02074	0,079	0,09378	0,138	0,037
17,243	0,06989	0,01337	0,02147	0,079	0,094	0,138	0,038
17,641	0,06997	0,01412	0,02245	0,079	0,09407	0,138	0,039
18,04	0,06993	0,01503	0,02367	0,079	0,094	0,137	0,041
18,439	0,0698	0,01613	0,02514	0,079	0,0938	0,137	0,043
18,837	0,06957	0,01739	0,02686	0,078	0,09348	0,136	0,045
19,236	0,06926	0,01881	0,0288	0,078	0,09305	0,135	0,048
19,635	0,06886	0,02039	0,03097	0,077	0,09251	0,134	0,051
20,033	0,0684	0,0221	0,03334	0,076	0,09189	0,133	0,055
20,432	0,06787	0,02391	0,03588	0,076	0,09118	0,132	0,059
20,831	0,06728	0,0258	0,03854	0,075	0,09039	0,131	0,063
21,229	0,06664	0,02773	0,04128	0,074	0,08953	0,13	0,067
21,628	0,06595	0,02968	0,04405	0,073	0,0886	0,128	0,071
22,027	0,06521	0,03161	0,04682	0,072	0,08762	0,127	0,075
22,425	0,06444	0,0335	0,04954	0,071	0,08658	0,126	0,079
22,824	0,06363	0,03532	0,05218	0,07	0,0855	0,124	0,084
23,223	0,06279	0,03706	0,05471	0,069	0,08438	0,122	0,088
23,621	0,06192	0,0387	0,05711	0,068	0,08323	0,121	0,091

Continuação

Freq [Hz]	TxH	TxD	TxT	TzH	TzD	DzH	DzD
24,02	0,06103	0,04024	0,05937	0,067	0,08204	0,119	0,095
24,419	0,06012	0,04167	0,06149	0,066	0,08083	0,117	0,098
24,817	0,0592	0,04301	0,06347	0,064	0,07959	0,115	0,102
25,216	0,05826	0,04424	0,06531	0,063	0,07834	0,114	0,105
25,615	0,05731	0,04538	0,06702	0,062	0,07708	0,112	0,108
26,013	0,05636	0,04643	0,0686	0,061	0,0758	0,11	0,11
26,412	0,0554	0,04739	0,07006	0,06	0,07452	0,108	0,113
26,811	0,05444	0,04827	0,0714	0,059	0,07323	0,106	0,115
27,209	0,05348	0,04908	0,07264	0,057	0,07195	0,104	0,117
27,608	0,05252	0,04981	0,07376	0,056	0,07067	0,103	0,119
28,007	0,05157	0,05047	0,07478	0,055	0,06939	0,101	0,121
28,405	0,05062	0,05106	0,07569	0,054	0,06812	0,099	0,122
28,804	0,04967	0,05157	0,07649	0,053	0,06685	0,097	0,124
29,203	0,04874	0,05201	0,07719	0,052	0,0656	0,095	0,125
29,601	0,04782	0,05237	0,07777	0,051	0,06437	0,094	0,126
30	0,0469	0,05266	0,07824	0,05	0,06314	0,092	0,127

Freq – Frequência; TxH – Tensão radial hidratado; TxD – Tensão radial desidratado; TxT – Tensão radial “teste”; TzH – Tensão axial hidratado; TzD – Tensão axial desidratado; DzH – Deformação axial hidratado; DzD – Deformação axial desidratado.

ANEXO A – DESENVOLVIMENTO DO MODELO COMPUTACIONAL (ARANTES, 2009).

O *Design Modeler* do ANSYS é um programa de desenho paramétrico que permite converter formas bi-dimensionais em corpos tridimensionais através de modelagem gráfica. Inicialmente, modela-se uma forma bi-dimensional básica, sobre a qual será feita a extrusão do sólido tri-dimensional, procedimento comum nos softwares de modelagem 3D atuais.

No caso do modelo apresentado neste estudo, inicialmente, desenhou-se, através do modo *Sketching*, duas elipses no plano XY, com seus centros deslocados de 3,5mm em relação ao eixo Y, de forma a reproduzir o deslocamento natural existente entre núcleo e anel fibroso. A figura 24 mostra a janela gráfica de modelagem com as elipses desenhadas no modo *Sketching*. Na parte esquerda da figura 24, pode-se observar as formas geométricas disponíveis para desenho, como círculos, linhas, retângulos, curvas e outras.

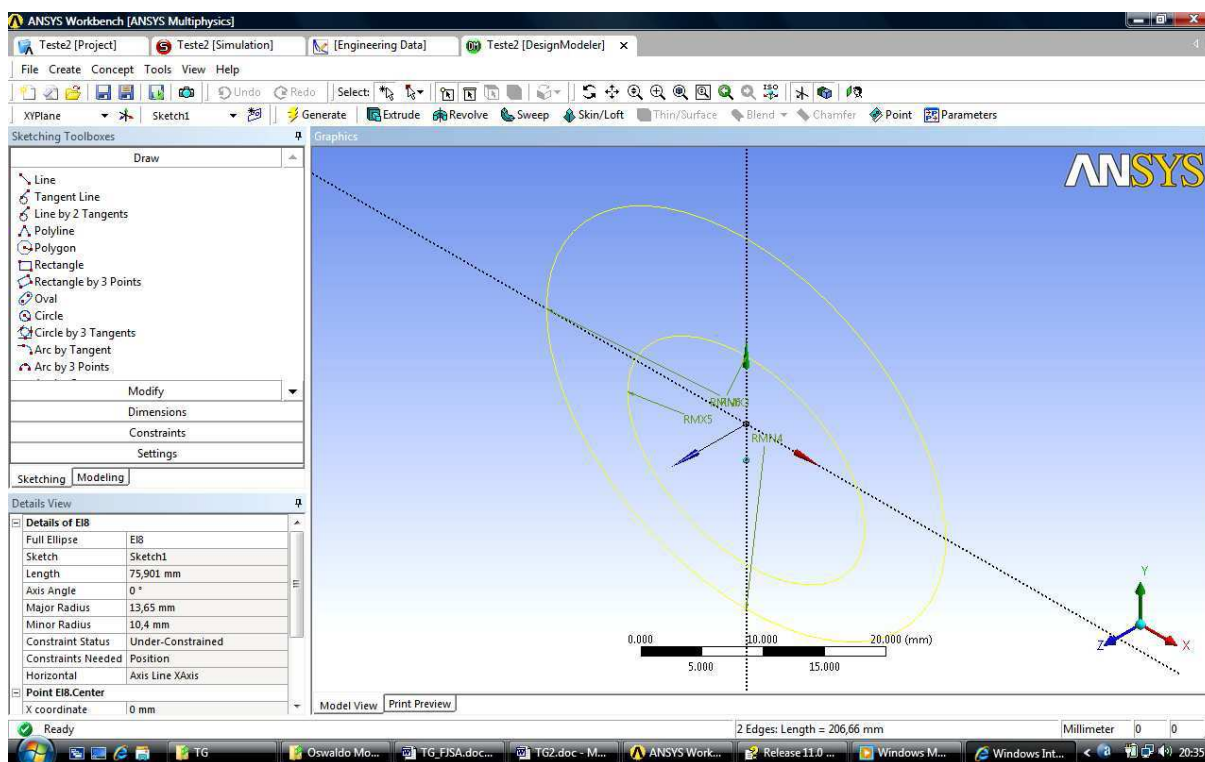


Figura 24 – Modo de desenho 2D para desenho das elipses que formam o disco.

A elipse, assim como qualquer forma 2D, pode ser desenhada livremente, sem que o projetista se preocupe em definir qualquer medida inicialmente. Após a forma básica definida, definem-se os parâmetros dimensionais através da janela de propriedades. No caso da elipse, foram imputados os dois raios (maior e menor) que definem a forma geométrica elíptica. Para o núcleo pulposo, os dois valores dos raios foram 13,65 mm e 10,4 mm, respectivamente. No caso da elipse que forma a borda externa do DI, os valores dos raios foram 23 mm e 18,5 mm. A figura 25 destaca os parâmetros das elipses.

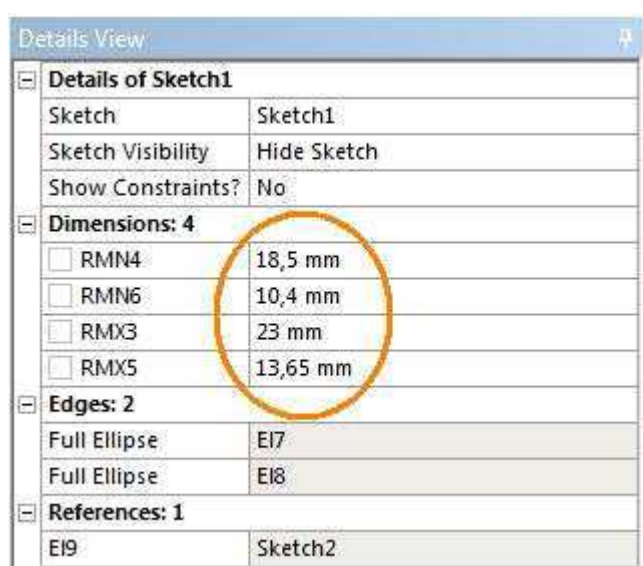


Figura 25 – Parâmetros das elipses no modo *Sketching*.

Definida a forma 2D básica e suas dimensões, o próximo passo é proceder a extrusão dessa forma, já no modo *Modeling* do *Design Modeler*. Nessa fase, define-se a profundidade da extrusão, que formará o sólido desejado. A figura 26 mostra o volume formado pela extrusão das duas elipses definidas anteriormente.

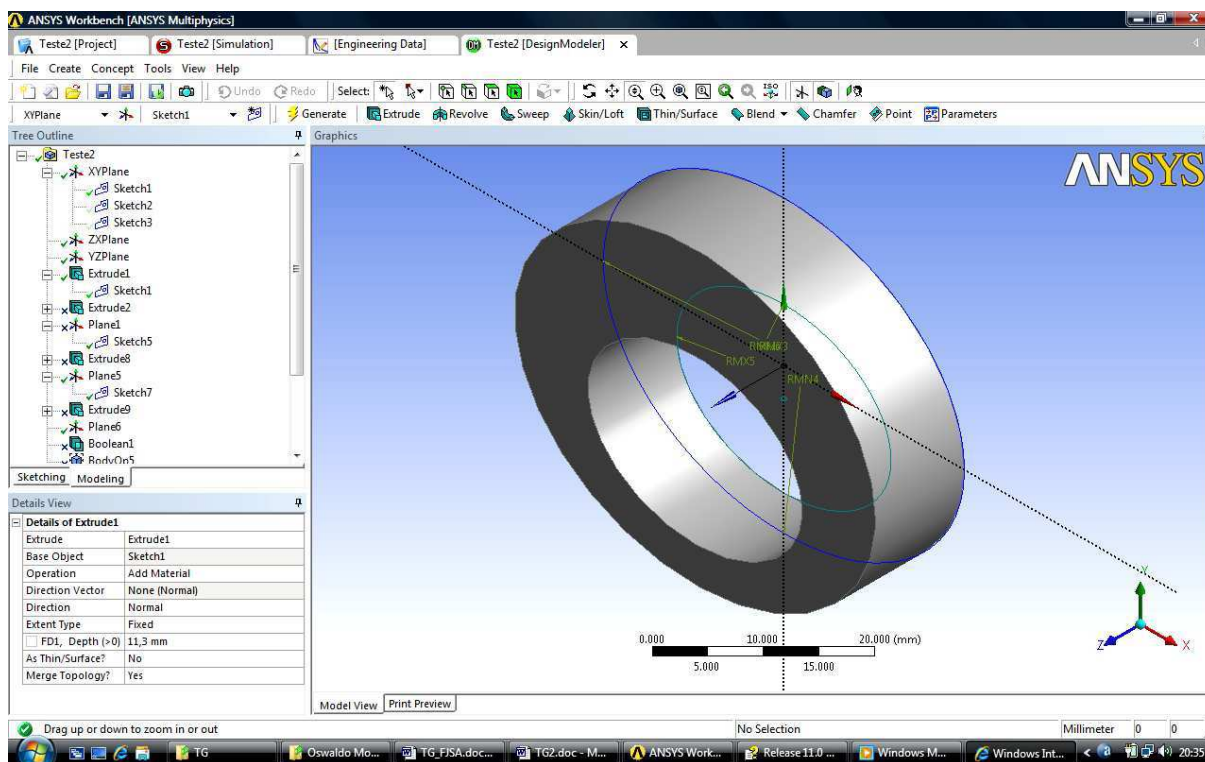


Figura 26 – Modo de desenho 3D para modelagem do AF.

Em seguida, o sólido formado pela elipse menor é destacado. Com isso, fica estabelecido o AF e o NP, ambos com altura de 11,3 mm e sem espaçamento entre eles, já que foram formados pela mesma elipse interna.

O mesmo procedimento foi usado para modelar os outros corpos constituintes do modelo, com a particularidade de que foi necessário rotacionar os eixos e mudar de plano de trabalho de acordo com a conveniência do corpo que estava sendo modelado. Por exemplo, as hastes de suporte da mola foram desenhadas no plano XZ e deslocadas no eixo Z para que em seguida fosse feita a extrusão do sólido.

Uma técnica básica de modelagem empregada foi a modelagem dos corpos separadamente, sendo em seguida agregados ou subtraídos conforme a conveniência e necessidade do projetista. A geometria final da unidade funcional da coluna vertebral humana é apresentada na figura 27, em que é possível observar os raios de adoçamento adicionados no topo e na base da haste suporte da mola, que visa evitar concentradores de tensão nesses pontos de junção, o que poderia conduzir a resultados equivocados para a tensão nas vértebras, que embora não seja o motivo de estudo deste trabalho, resultaria em um modelo menos fiel.

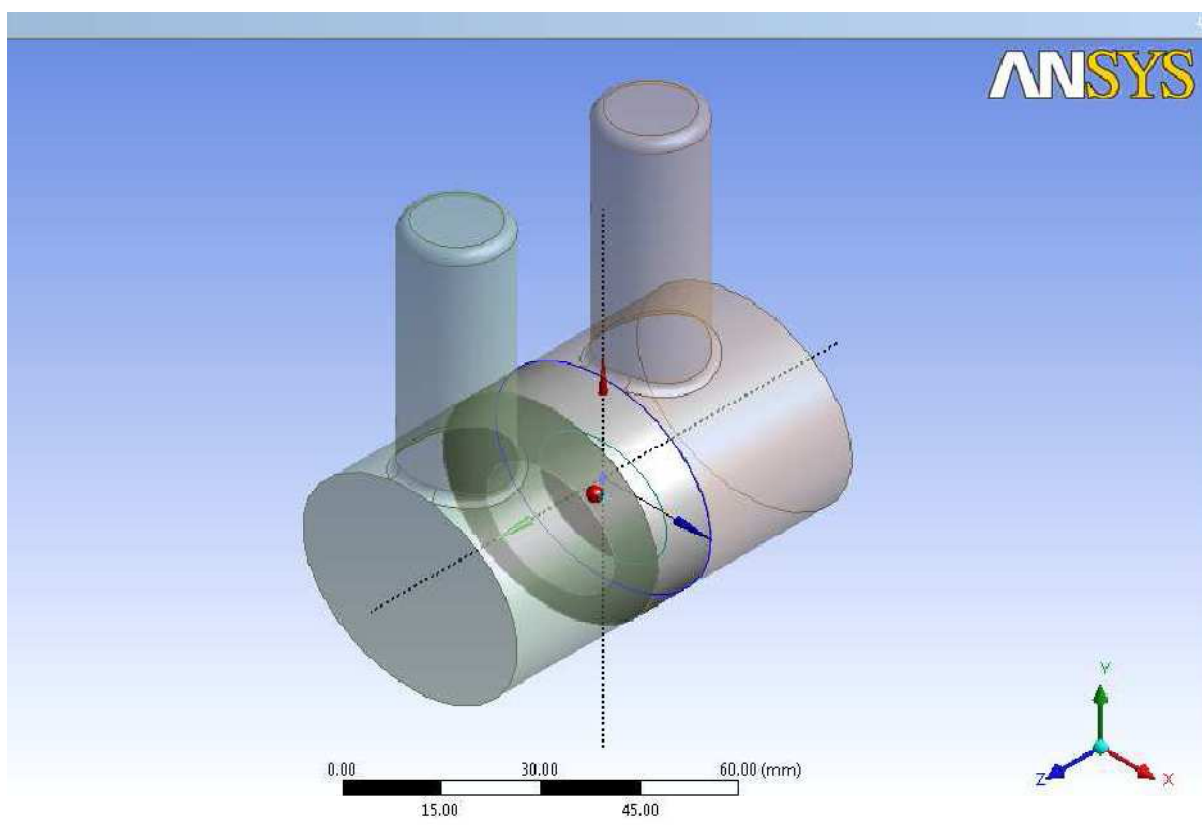


Figura 27 – Geometria final do modelo.

Sistemas de coordenadas

Foram utilizados dois sistemas de coordenadas para o modelo: um sistema global de coordenadas cartesianas (X , Y , Z) e um sistema de coordenadas cilíndricas (R , θ , Z). Para esse último, o ANSYS adota, por padrão, as letras X e Y para designar as coordenadas radiais e angulares (R e θ). Em relação ao sistema cartesiano, o sistema cilíndrico foi posicionado nas coordenadas $(0; 0; 5,65\text{mm})$, de forma a posicioná-lo no centro do disco intervertebral.

ANEXO B – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA PARA EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL DA FACULDADE DE PINDAMONHANGABA (CEEAF/FAPI).



FACULDADE DE PINDAMONHANGABA
Credenciada pela Portaria Ministerial nº 1855, de 26/06/2002 publicada no D. O. U. de 27/06/2002.

DECLARAÇÃO

Registro CEEA/FAPI nº 009/2010 (esse nº de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto).

Projeto de Pesquisa: **Efeitos da desidratação no coeficiente de amortecimento de unidades funcionais lombares de suínos e sua influência para a modelagem computacional.**

Pesquisador(a) Responsável: **Prof. MSc. Felipe Fernandes Lemos**

O Comitê de Ética para Experimentação Animal, em reunião de 23/11/2010 e no uso das competências, considerou o Projeto acima **aprovado**.

O CEEA se coloca à disposição para o que se fizer necessário.

Pindamonhangaba, 23 de novembro de 2010.


Prof. Dr. Claudemir de Carvalho
Vice-Coordenador do Comitê de Ética para Experimentação Animal
Faculdade de Pindamonhangaba



Rodovia Presidente Dutra, Km 99 – Pinhão do Una – Pindamonhangaba/SP – Cep: 12.422-970 - Caixa Postal: 1041 Fones: (12)3648-8323 / 3648-8324 / 3648-8325 www.fapi.br e-mail: secretaria@fapi.br

Figura 28 - Parecer do Comitê de Ética para Experimentação Animal da Faculdade de Pindamonhangaba (CEEAF/FAPI).